

Máster Universitario en Ingeniería Industrial

Diseño funcional de una prótesis de mano

MEMORIA

Autor: Jorge Arenas Moles
Director: Raúl Suárez Feijoo
Convocatoria: Febrero 2020



Escola Tècnica Superior
d'Enginyeria Industrial de Barcelona



Resumen

Cada año miles de personas sufren de amputación de alguno de sus miembros, un traumatismo que evoca un cambio radical en sus vidas. La ausencia de esta extremidad les obliga a modificar las técnicas de ejecución con las que durante años han interactuado con el entorno o consigo mismos. Este proyecto pretende asentar unas bases y directrices para el desarrollo de un dispositivo que, de acuerdo a las necesidades de los usuarios, permita ser un substitutivo funcional el miembro superior perdido.

En un inicio, se estudian los dispositivos que residen o es probable que residan próximamente en el mercado protésico, con el fin de conocer su arquitectura, funcionamiento, operatividad, autonomía y configuración. Luego, contraponiendo esta información con estudios de mercado consultados y realizados a amputados de miembro superior, se establecen los objetivos del proyecto y principales criterios de diseño.

A continuación, se procede con el desarrollo mecánico de un sistema con similitudes antropomórficas y capacitado para ejecutar los principales agarres de la mano considerados en este estudio. El modelo es validado y es comprobada su estabilidad estructural bajo condiciones estáticas críticas. Seguidamente, se procede a la selección de los componentes electrónicos y transductores incorporados dentro del dispositivo. Se realiza el diseño electrónico del circuito y de la placa de pruebas. Finalmente, el modelo es sometido a unos estudios dinámicos para comprobar su correcto funcionamiento bajo la ejecución de los principales agarres considerados. El proyecto finaliza con la propuesta de un prototipo bidigital validado mediante simulaciones y con los componentes necesarios seleccionados para su futura construcción.

Índice

ÍNDICE	5
1. GLOSARIO	7
2. PREFACIO	9
2.1. Origen del proyecto	9
2.2. Motivación	9
2.3. Requerimientos previos	9
3. INTRODUCCIÓN	11
3.1. Objetivos del proyecto	11
3.2. Alcance del proyecto	11
4. DESCRIPCIÓN DE LA MANO HUMANA	12
5. ESTADO DEL ARTE	15
5.1. Michelangelo.....	15
5.2. NEBIAS	16
5.3. BeBionic	16
5.4. I-Limb	17
5.5. DeTOP	17
6. CRITERIOS DE DISEÑO	19
6.1. Criterios específicos.....	20
6.2. Preselección de componentes	22
6.2.1. Motores	22
6.2.2. Rodamientos	23
6.2.3. Sensores de posición.....	23
6.2.4. Sensores de seguridad	24
6.2.5. Placa microcontroladora.....	24
6.2.6. Batería.....	24
7. DISEÑO MECÁNICO	26
7.1. Extracción de dimensiones	26
7.2. Sistemas trifalángicos	26
7.3. Sistema bifalángico.....	31
7.4. Sistema palmar.....	35
8. ANÁLISIS ESTRUCTURAL DEL DISEÑO	38

8.1.	Dimensiones del modelo	38
8.2.	Material del modelo.....	39
8.3.	Mallado del modelo.....	41
8.4.	Condiciones de contorno	41
8.5.	Caso de estudio.....	42
9.	DISEÑO ELECTRÓNICO	44
9.1.	Selección de componentes.....	44
9.2.	Esquema del circuito electrónico	46
9.3.	Diseño de la placa.....	47
10.	SIMULACIÓN DEL CONJUNTO	49
10.1.	Condiciones de contorno	49
10.2.	Agarres cilíndrico y prismático	51
10.3.	Agarre esférico.....	52
10.4.	Agarre plano	53
11.	PRESUPUESTO DEL PROYECTO	54
	CONCLUSIONES	55
	AGRADECIMIENTOS	57
	ÍNDICE DE TABLAS	58
	ÍNDICE DE FIGURAS	59
	BIBLIOGRAFÍA	61
	ANEXOS	65
	Anexo 1: Tabla de motores	65
	Anexo 2: Tabla de rodamientos	66
	Anexo 3: Tabla de potenciómetros	67
	Anexo 4: Tabla de placas microcontroladoras.....	68
	Anexo 5: Tabla de baterías.....	69
	Anexo 6: Tablas antropométricas	70
	Anexo 7: Rangos de movimiento de la mano.....	71
	Anexo 8: Detalle de las piezas diseñadas	72
	Anexo 9: Esquema electrónico	76
	Anexo 10: Presupuesto detallado.....	77

1. Glosario

- **Falange distal (FD):** Tercera falange de los dedos de la mano, a excepción del pulgar, que es la segunda.
- **Falange media (FM):** Segunda falange de los dedos de la mano, a excepción del pulgar, que no tiene.
- **Falange proximal (FP):** Primera falange de los dedos de la mano.
- **Metacarpiano (MC):** Huesos de la mano, situados entre los dedos y los huesos del carpo.
- **Articulación interfalángica distal (IFD):** Articulación existente entre las falanges distales y las falanges medias.
- **Articulación interfalángica proximal (IFP):** Articulación existente entre las falanges medias y las falanges proximales.
- **Articulación interfalángica (IF):** Articulación existente entre las falanges distales y proximales.
- **Articulación metacarpofalángica (MCF):** Articulación existente entre las falanges proximales y los metacarpianos.
- **Articulación carpometacarpiana (CMC):** Articulación existente entre el metacarpiano del pulgar y el hueso trapecio del carpo.
- **Dedo I:** Dedo pulgar, *pollex* o *digitus primus manus*.
- **Dedo II:** Dedo índice, *index* o *digitus secundus manus*.
- **Dedo III:** Dedo corazón, *digitus medius* o *digitus tertius manus*.
- **Dedo IV:** Dedo anular, *digitus anularis* o *digitus quartus manus*.
- **Dedo V:** Dedo meñique, *digitus anularis* o *digitus quintus manus*.

2. Prefacio

El proyecto pretende realizar el diseño de una prótesis de mano, capaz de ayudar a los usuarios del mecanismo a recuperar la posibilidad de ejecutar ciertos agarres o realizar determinados movimientos específicos. Este documento pretende ofrecer unas directrices y marcar unas bases para que, con posterior desarrollo y pruebas de los diseños propuestos, se pueda ofrecer un producto asequible, funcional y diestro, capaz de cubrir las necesidades básicas demandadas y garantizar la satisfacción de los usuarios.

2.1. Origen del proyecto

El proyecto tiene su origen en el trabajo de final de grado, *Diseño conceptual de una prótesis de mano*. Después de un estudio intensivo y sistemático del funcionamiento estructural y mecánico de la mano humana, se pretende mejorar el diseño propuesto incorporando en el dispositivo los elementos clave necesarios para su accionamiento y control de posición.

2.2. Motivación

La motivación de este proyecto reside en desarrollar una prótesis de mano funcional, cubriendo las necesidades básicas y mayormente demandadas por los usuarios, sin que este cumplimiento repercuta en gran medida en el precio final del dispositivo.

2.3. Requerimientos previos

Se recomienda, previo a la lectura de este documento, tener constancia de la anatomía de la mano, su arquitectura y todo aquello que concierne a la mecánica de la misma.

3. Introducción

Se estima que, solamente en Estados Unidos de América, hay más de 1,7 millones de personas que han sufrido una amputación de extremidad [1,2]. También se estima que, cada año, se registran entre 50.000 y 100.000 nuevos casos [1,2]. Normalmente, la mayoría de estas amputaciones son de miembro inferior (sobre el 80%, aproximadamente), siendo el 20% restante de miembro superior [3]. De estas, el 70% ocurren por debajo del codo, siendo de este porcentaje un 10% a nivel de mano o muñeca [1-3].

Este condicionante obliga a muchos pacientes a tener que tomar medidas drásticas de adaptación en su día a día, sumado a las consecuencias médicas que acarrea la pérdida de un miembro [3]. Frente ello, surge la necesidad de poder ofrecer una herramienta substitutiva, en algunos aspectos, de la mano humana, y que sea capaz de cubrir las necesidades básicas y demandadas por los usuarios.

3.1. Objetivos del proyecto

Como objetivos del proyecto, se han fijado:

- Conocer el estado de mercado actual, estudiando y valorando las prestaciones que ofrecen las prótesis de mano, para identificar los factores clave en el desarrollo del dispositivo.
- Valorar los resultados de los estudios realizados a amputados, para conocer en detalle que prestaciones valoran y priorizan a la hora de querer adquirir un substitutivo del miembro amputado.
- Proponer un diseño de una prótesis de mano robótica, priorizando las necesidades de los usuarios, y que sea asequible su construcción para cualquier persona con escasos recursos.

3.2. Alcance del proyecto

El proyecto alcanza hasta la definición de los diseños mecánicos y electrónicos de la prótesis, concluyendo con simulaciones numéricas para comprobar su capacidad estructural y funcional.

4. Descripción de la mano humana

La mano humana es uno de las estructuras más delicadas y complejas del cuerpo humano. El conjunto articular que lo forma y el volumen de músculos que lo actúa, le permite un amplio rango de movimientos y precisión. La posición muscular permite un equilibrado dinámico, otorgando al usuario la capacidad de ejercer un amplio número de acciones dispares, desde agarrar objetos pesados hasta pasar el hilo por una aguja [4].

La mano está compuesta por un total de veintisiete huesos: ocho huesos del carpo, cinco metacarpianos y catorce falanges, conectados entre ellos mediante articulaciones y ligamentos (ver *Figura 4.1*). En función de las articulaciones, la mano puede dividirse en tres áreas: el carpo, el metacarpo y los dedos [4,5].

- La muñeca es la articulación de unión con el resto del cuerpo. Su morfología permite ejercer la flexoextensión y la flexión radial y cubital [4,5].

- El carpo está formado por un total de ocho huesos, interconectados fuertemente mediante ligamentos, y prácticamente fijados entre ellos, sin desplazamiento relativo notorio. Están posicionados en dos filas de cuatro huesos cada uno. Juntamente con el radio, dos de los huesos de la fila proximal del carpo (concretamente el escafoides y el lunar) forman la articulación de la muñeca, de gran relevancia en la mecánica de la mano. El cúbito se encuentra separado de la fila proximal mediante un disco cartilaginoso [4,5].

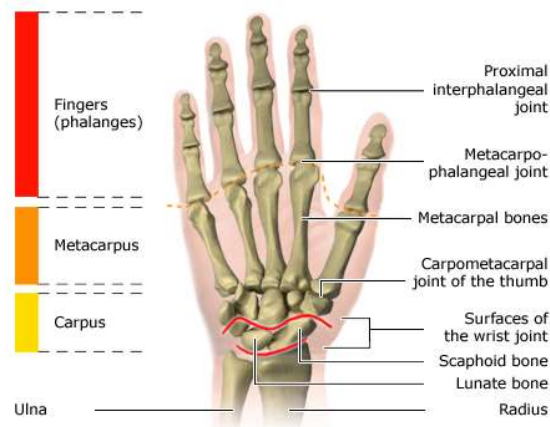


Figura 4.1: Descripción articular de la mano humana, visión palmar [4].

- El metacarpo está compuesto por cinco huesos metacarpianos, uno por cada dedo de la mano. Los correspondientes a los dedos II, III, IV y V (siendo estos los dedos índice, corazón, anular y meñique, respectivamente), se encuentran unidos entre ellos y con la fila distal de los huesos del carpo, limitando considerablemente su rango de movimiento (*Range of Motion* o ROM). A diferencia del resto, el metacarpo del dedo I (el pulgar), está articulado al hueso trapezoidal, perteneciente a la fila distal del carpo. Esta articulación basal (articulación carpometacarpiana) le brinda la posibilidad de ejercer

una flexoextensión y abducción/aducción que, combinadas, permite ejecutar un movimiento de oposición, fundamental para el agarre de objetos y manipulación de los mismos con precisión [4,5].

- Los dedos están compuestos por un conjunto de falanges, articuladas entre ellas, permitiendo un movimiento relativo de flexoextensión entre cada elemento. Los dedos II, III, IV y V están compuestos por tres falanges (sistemas trifalángicos) y el dedo I está compuesto por dos falanges (sistema bifalángico) [4,5].

La mano, como otros subsistemas del cuerpo humano, se encuentra sobredimensionada a nivel mecánico. Esto es, para cada grado de libertad, existen varios músculos que colaboran en su movimiento. Más de treinta de estos se encuentran en la mano, aunque la mayor parte de la musculatura relacionada con el accionamiento de la misma se encuentra en el antebrazo. Solo los tendones de estos músculos residen en la mano [4].

Normalmente, los movimientos de la mano son clasificados en dos subcategorías: los agarres potentes y los agarres precisos. En función del tamaño, forma, peso y la facilidad de agarre del objeto, se utilizará una técnica de una categoría o de la otra. El agarre potente, como su nombre indica, es ideal para objetos largos y pesados, mientras que el agarre de precisión es idóneo para objetos pequeños y delicados [6].

- En el agarre potente, el objeto es retenido en la palma de la mano, y los tendones flexores largos tiran de los dedos para conseguir un agarre cercano efectivo estrechando el objeto. Este agarre es posible gracias a la flexión de los dedos trifalángicos y la oposición del pulgar [6].
- En el agarre preciso, el objeto suele ser agarrado utilizando los dedos I y II como si de pinzas se tratasen. Nuevamente, gracias a la oposición del pulgar, se logra la ejecución del agarre de manera controlada y efectiva [6].

Los músculos y la piel de la mano están abastecidos por tres nervios: el nervio radial, el nervio medial y el nervio cubital (ver *Figura 4.2*) [4,5].

- El nervio cubital mueve los músculos de la eminencia hipotenar, los músculos entre los huesos del metacarpo, el aductor del pulgar y dos de los músculos lumbricales entre dedos. Este nervio también canaliza las señales relacionados con el sentido de tacto en el área por debajo de dedo V y la superficie medial del dedo IV [5].

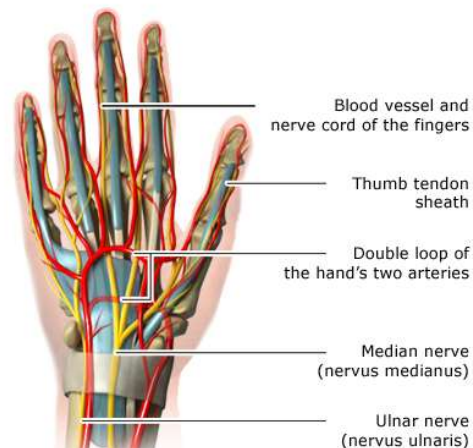


Figura 4.2: Descripción circulatoria y nerviosa de la mano humana, visión palmar [4].

- El nervio medial es responsable del movimiento de los músculos de la eminencia tenar y del resto de lumbricales. También canaliza las señales capadas por los receptores sensoriales de la palma y de los dedos I, II, III y la superficie medial del dedo IV [5].
- El nervio radial activa los extensores de los dedos y los músculos extensores de la muñeca. También se encarga de la transmisión de las señales de los perceptores situados en la parte dorsal de la mano y la parte posterior del pulgar [5].

Los dedos de la mano son doblados y estirados cerca de 25 millones de veces durante la vida humana, siendo en conjunto con el resto de la mano, uno de los principales captadores de información ambiental del cuerpo humano, contando con unos 17.000 receptores y terminaciones nerviosas en la palma [4].

5. Estado del arte

En esta sección se presentan algunas de las prótesis disponibles en el mercado o que, posiblemente, sean comercializadas próximamente y puedan generar una disrupción en el mercado actual debido a las prestaciones que ofrecen respecto a sus predecesoras.

5.1. Michelangelo

La prótesis Michelangelo, producida y comercializada por Ottobock, consiste en un sistema multiarticular de mano-muñeca. Utiliza el control mioeléctrico a través de dos electrodos que capturan la contracción de los músculos del antebrazo.

Debido a la alineación particular de los dedos y del pulgar motorizado, Michelangelo puede realizar siete patrones de agarre y posicionamiento de la mano. Con el pulgar en oposición, la prótesis puede realizar un agarre potente y un pellizco en forma de trípode con los dedos índice y corazón.



Figura 5.1: Prótesis Michelangelo [9].

Cuando el pulgar se mueve en abducción, el dispositivo puede realizar un agarre lateral y un pellizco lateral, respecto al dedo índice. Los dedos pueden extenderse completamente, hasta la posición de palma abierta; y durante la apertura y cierre, los dedos realizan un movimiento combinado de flexoextensión con abducción/aducción, posibilitando esta característica para el agarre de objetos planos [7-9].

Por defecto, la mano se encuentra en una posición neutral, a la que regresa después de un periodo de no actuación. Michelangelo es un sistema de mano-muñeca porque la mano está conectada de manera proximal a una articulación pasiva que replica la flexoextensión y pronosupinación de la muñeca. El dispositivo también permite el bloqueo de la flexoextensión en ocho ángulos distintos o usarse en todo el rango de movimientos contra la resistencia de resorte que restablece la muñeca a su posición neutral.

5.2. NEBIAS

NEBIAS (NEurocontrolled BIdirectional Artificial upper limb and hand prosthesiS) es un proyecto financiado por la Unión Europea, con el objetivo de desarrollar y evaluar clínicamente una prótesis de extremidad superior neurocontrolada, intuitiva y con la capacidad de transmitir sensaciones al usuario de manera natural. Combinando la microtecnología con la ciencia de materiales, se consigue registrar las señales relacionadas con el aparato locomotor de la mano o brazo amputados, para conseguir el control del movimiento de una prótesis mecánica; a la vez que se proporciona conocimiento sensorial a través de una retroalimentación eléctrica usando sensores táctiles y kinestésicos, conduciendo las señales a través de la vía aferente pertinente, logrando así la estimulación neuromórfica interpretable por el sistema nervioso [10,11].

Esto se logra mediante el uso de electrodos intraneuronales selectivos y biocompatibles, junto con nuevas interfaces neuronales, para obtener una mayor selectividad, incrementando el ancho de banda en la codificación y decodificación, reduciendo el proceso inflamatorio e incrementando la densidad de carga para mejorar la retroalimentación. También se busca conseguir una biometización, un incremento de destreza, una reducción del peso y una mejora en los algoritmos de decodificación de señales y poder procesar información neuronal multimodal en tiempo real.

5.3. BeBionic

BeBionic es una empresa establecida en el Reino Unido, con una amplia gama de productos prostéticos, estando a la vanguardia del desarrollo tecnológico en el sector. Su último modelo de mano protésica, *BeBionic3*, presenta unos dedos con dos grados de libertad y un pulgar con tres grados de libertad. Debido a la particularidad arquitectónica de presentar curvatura en los dedos, se consigue realizar un agarre similar al de la mano humana, basado en un total de cuatro grados de libertad [7,12,13].



Figura 5.2: Prótesis BeBionic [12].

El compartimento de la mano tiene cinco motores lineales, uno para cada dedo; y la abducción/aducción del pulgar debe ser realizada a mano por el usuario, cambiando la posición

base del dedo. Esta arquitectura permite configurar al dispositivo para realizar un total de catorce posturas y agarres.

La compañía también ofrece una selección de prótesis de brazo, para ensamblar la mano; al igual que guantes de goma y silicona diseñados para cubrir el dispositivo y darle un mejor acabado estético, más similar al del tejido humano.

5.4. I-Limb

Touch Bionics, empresa establecida en Escocia, pone a disposición del mercado un amplio abanico de modelos prostéticos, conocidos como *iLimb*. Su último modelo, *iLimb Quantum*, cuenta con seis motores rotatorios, dos de ellos dedicados a la movilidad del pulgar. Cada dedo cuenta con un total de dos grados de libertad, y gracias al diseño curvado de estos, se consigue un agarre más diestro. El pulgar, que cuenta con tres grados de libertad, puede colocarse en oposición de manera automática. El dispositivo está capacitado moverse entre veinticuatro posiciones distintas, incluyendo un amplio abanico de posiciones de agarre [7,14].

La prótesis cuenta con un diseño modular, lo cual permite al usuario intercambiar fácilmente sus partes y componentes, aportando facilidad y optimización de costes en caso a reparación o sustitución. La compañía ofrece al consumidor la posibilidad de personalizar el dispositivo con guantes sintéticos y complementos de brazo, para conseguir una similitud mayor a la de la extremidad humana.



Figura 5.3: Prótesis i-Limb [14].

5.5. DeTOP

DeTOP (Dexterous Transradial Osseointegrated Prosthesis with neural control and sensory feedback) o prótesis transradial osteointegrada diestra con control neuronal y retroalimentación

sensorial, es un proyecto colaborativo entre Integrum AB, Chalmers University of Technology, Scuola Superiore Sant'Anna y otras entidades de investigación, desarrollada principalmente en Italia. Como objetivo, tiene desarrollar un dispositivo asequible quirúrgicamente hablando a la mayoría de amputados transradiales, con funcionalidades mejoradas, dispositivos y características mecatrónicas inteligentes aplicadas a tecnología implantable segura y evaluación de los paradigmas del control natural y la retroalimentación sensorial [15,16].

El dispositivo cuenta con un grado de libertad actuado en cada dedo, dejando uno restante dependiente de la cinemática del primero; a excepción del pulgar, el cual dispone de dos grados de libertad actuados, siendo el tercero dependiente de la flexión a nivel de la articulación MCM. La prótesis capta la información de dieciséis electrodos instalados en la musculatura remanente del muñón, para captar con mayor nitidez las señales transmitidas por el cuerpo y poder amplificar la gama de movimientos disponibles a realizar. A nivel sensorial, el usuario cuenta con una placa conectada a los nervios sensoriales del brazo, en la parte aún operativa de los mismos. Mediante conexión *wireless*, se transmite la información captada por los sensores del dispositivo a la placa y se transduce en señales eléctricas inteligibles por el sistema nervioso humano [17].

6. Criterios de diseño

El objetivo del proyecto es el diseño y construcción de una prótesis de mano capaz de sustituir ciertas funcionalidades, la mayoría de ellas básicas de la propia mano. Este direccionamiento permite definir de manera genérica un volumen de especificaciones técnicas que permiten orientar el diseño mecánico del mismo artefacto, delimitando así ciertos grados de libertad en el proceso de modelaje.

Para empezar, deben identificarse los requisitos deseados del dispositivo final, para así poder seleccionar aquellos prioritarios a considerar y determinar los parámetros clave del diseño a construir, de acuerdo con la tecnología y los medios disponibles. Las entradas de este procedimiento tienen sus raíces en diferentes campos, como son la biología, la ingeniería o la psicología [7].

Como se espera que el diseño funcione como una prótesis de mano, debe de tomar inspiración del modelo biológico en términos de anatomía, sensorización y rendimiento [18]. Como dispositivo ingenieril, debe consumir el mínimo de energía posible en su uso diario, sin necesidad de recarga durante las horas activas del usuario; debe de ser modular, conteniendo ella misma todas las funcionalidades indispensables de una mano; debe ser flexible en términos de control; y robusta, para garantizar el cumplimiento de la normativa en materias de seguridad y garantizar la correcta ejecución de aquellas tareas para las que ha sido desarrollada [7].

Desde un punto de vista social y para garantizar un mayor porcentaje de éxito y adaptación del producto en el mercado, es importante considerar qué factores son prioritarios para el usuario final a la hora de realizar el diseño del producto [7,18]. Para las prótesis eléctricas, se observa que el peso, duración del guante, coste, retroalimentación sensorial y temperatura son los parámetros del mecanismo que más valoran los usuarios [19,20]. Estos valores se traducen en términos de apariencia, funcionalidad, confort y coste (ver *Figura 6.1*). Llegados a este punto, se observa que los criterios de diseño genéricos de la prótesis a construir son, por orden de prioridad: confort, antropometría, coste y destreza/funcionalidad.

Passive hand ($n = 23$)	P_d	Electric hand ($n = 48$)	P_d	Body-powered hook ($n = 37$)	P_d
1. Weight	35	1. Weight	45	1. Comfort of harness/straps	29
2. Fit	31	2. Glove durability	23	2. Weight	23
3. Life-like	28	3. Cost	20	3. Cost	20
4. Heat	17	4. Sensory feedback	16	4. Wrist movement/control	20
5. Cost	16	Fine motor skills/dexterity	16	5. Grip strength	18
6. Colour	15	5. Heat	15	Fit	18
Appearance under clothing	15	6. Frequency of unplanned	14	6. Reliability	16
Glove durability	15	movements	12	7. Heat	12
7. Control of opening/closing	12	7. Life-like	10	8. Sensory feedback	9
		8. Comfort of harness	9	9. Ability to maneuver in awkward	8
		9. Reliability	9	positions	8
		Size	9	10. Donning/doffing	
		Independently moving fingers	7	Physical effort needed to use	
		10. Fit	7		
		Wrist movement/control			

Figura 6.1: Tabla de prioridades de diseño de la población de consumidoras adultos dada por Biddiss et. al. (2007) [19].

6.1. Criterios específicos

A nivel de confort se deben considerar dos perspectivas diferenciadas: la primera, cómo de agradable es para el usuario el utilizar la prótesis; y la segunda, como de fácil es gestionarla para su funcionamiento. En el primer bloque, se tienen aspectos como el peso del conjunto, el tipo de mecanismo de agarre con el cuerpo o la temperatura de funcionamiento [18]. La prótesis debe tener un peso lo más parecido a una mano humana, permitiendo un agarre seguro con el usuario, que le resulte cómodo y confortante, evitando molestias debidas a la presión o la temperatura del mecanismo por una refrigeración insuficiente [7,26,27]. En el segundo bloque, se consideran aspectos como la velocidad y facilidad de carga o la posibilidad de personalización/modificación/reparación del dispositivo [28,29]. El acceso a la batería del conjunto debe de ser intuitivo y disponer de los medios para que la carga esté completada dentro de las horas inactivas del usuario [26]. También se debe tomar en consideración el poder ofrecer al cliente la experiencia de personalizar y ocuparse él mismo del mantenimiento y/o reparación de la prótesis, con el fin de enlazar el vínculo con ella y mejorar su experiencia.

A nivel de antropometría se deben fijar ciertas dimensiones y relaciones entre las mismas para garantizar que el diseño final propuesto se asemeje, no únicamente en tamaño, sino también en forma, a la mano real de su receptor [7,26-29]. El ideal en estos casos sería plasmar la mano sana del usuario y extraer de ella las dimensiones de diseño para el modelaje del dispositivo. Para este caso en particular, y para la casuística de no disponer de ninguna mano sana o de los medios de copiado pertinentes, se puede consultar la información disponible en las tablas antropométricas de carácter público [21-24].

A nivel de costes se deben considerar dos grandes bloques: los costes asociados a la fabricación de la prótesis, y los costes asociados a su mantenimiento y reparación. Esta segregación converge nuevamente en una reducción de costes unitarios, sumada a la accesibilidad de los mismos componentes. Para poder garantizar un precio de mercado asequible para el usuario medio, se debe realizar el diseño trabajando con elementos comerciales, evitando la personalización o exclusividad de los mismos, puesto que esto conlleva un incremento en su valor de adquisición. También se debe procurar que el dispositivo sea de fácil montaje, para reducir los tiempos de fabricación y reparación, e incluso ofrecer al usuario la posibilidad de invertir su tiempo, otorgándole los medios necesarios, para poder realizar él mismo las tareas de mantenimiento y reparación del mecanismo.

A nivel de destreza y funcionalidad se deben considerar aquellas acciones ejecutadas habitualmente y durante el transcurso vital de cualquier ser humano, y considerar en el diseño que la prótesis que esta pueda sustituir adecuadamente la realización de las mismas [7,27,28]. Es importante no solo considerar la ejecución de la acción, sino también cubrir toda la mecánica asociada a esta: el trayecto de las articulaciones, la cinemática asociada, qué dinámica es aplicada en cada caso, entre otros aspectos.

De acuerdo con Cutkosky [25], las funciones de agarre de la mano se pueden clasificar según el tipo de tarea y geometría del objeto, la potencia requerida y la destreza necesaria para su ejecución. Esta clasificación realza dos aspectos muy importantes a tomar en consideración para el diseño de la prótesis: la mano debe ser versátil en cuanto al tipo de acción, permitiendo acciones que prioricen fuerza o precisión, y debe tener el número de grados de libertad accionados necesarios para cubrir el mayor volumen posible e indispensable de dichas acciones [29].

Después de aplicar la metodología de selección de criterios, se concluye que el diseño de la prótesis se deberá regir por los siguientes criterios:

- El peso máximo del conjunto prostético que abarca la mano debe ser de **500 gramos**.
- Las dimensiones generales del dispositivo deben ser, en la medida de lo posible, lo más similares posibles a la información antropométrica obtenida, y procurar cubrir cosméticamente el dispositivo para que se asemeje lo máximo posible en aspecto y forma a una mano humana.
- El coste de fabricación total de la prótesis no debe exceder los **2.000€**, y se debe procurar que los componentes sean universales, para garantizar su disponibilidad y bajo

coste individual.

- Para cualquier tipo de acción a ejecutar, poniendo énfasis en aquellas que requieren una mayor potencia, se fija el tiempo máximo desde la posición de la palma completamente abierta a completamente cerrada, en un máximo de **dos segundos**.
- El diseño debe contemplar la incorporación de componentes electrónicos, así como de otros elementos necesarios para su funcionamiento, todo ello sin comprometer la rigidez e integridad del sistema.
- El modelo debe de tener una estética similar a la humana, para semejarse en la mayor medida de lo posible a la apariencia humana de la mano.
- El sistema debe ser de ensamblaje sencillo, para garantizar un montaje correcto y de fácil acceso y reparación en caso de necesidad.

6.2. Preselección de componentes

Previo a definir las dimensiones y geometría de cada uno de los componentes, es necesario analizar el estado del arte del mercado actual de los elementos transductores y electrónicos que pueden resultar idóneos o favorables para la prótesis. Una vez seleccionados los elementos candidatos se puede proceder a ejecutar el proceso de diseño mecánico.

6.2.1. Motores

La mano humana, a nivel mecánico, cuenta con un total de 23 grados de libertad independientes entre ellos [4,5]. Para conseguir mimetizar dicho mecanismo es necesario que cada grado de libertad del dispositivo tenga asociado un actuador, de acuerdo con la orientación y el rango de movimiento propio de cada uno [7]. Dentro del campo de la actuación electromecánica, los dispositivos que mejor se adaptan a las necesidades y los requerimientos de la prótesis de mano, debido a su óptima relación tamaño-precio y su elevada relación par-tamaño, son los motores de corriente continua [7]. Estos dispositivos permiten conseguir grandes velocidades de rotación que, ajustadas mediante las adecuadas cajas de reducción, permiten alcanzar las velocidades requeridas a la vez que tienen la capacidad de realizar pares elevados en relación con su pequeño tamaño. También ofrecen la posibilidad de variar su dirección de giro, solamente cambiando la dirección de la corriente que los atraviesa [30].

Todas estas cualidades les otorgan las propiedades necesarias para ser los candidatos idóneos

para accionar los componentes del dispositivo. En el *Anexo 1: Tabla de motores*, se pueden visualizar los modelos seleccionados después de un análisis de mercado de motores eléctricos de corriente continua de bajo dimensionado. En algunos de ellos, el proveedor incluye la caja de reducción ya acoplada al eje de giro del propio motor. Para los que carecen de dicho elemento, será imprescindible adecuar su velocidad de giro en estado de carga mediante un sistema reductor auxiliar para cumplir con las especificaciones técnicas marcadas y evitar producir daños mecánicos debido a irregularidades en la velocidad de giro.

6.2.2. Rodamientos

Debido a la continua rotación de los motores, sus ejes pueden ocasionar problemas de desgaste en las zonas de contacto directo con los mismos. Esto también incluye las superficies colindantes que puedan sufrir de fricción debido a los movimientos del mecanismo. Es por ello que, para garantizar un correcto acoplamiento entre elementos y evitar un incremento de la temperatura cerca de las zonas de contacto, es necesario incorporar elementos como los rodamientos, pensados para reducir la fricción entre elementos móviles en contacto. Es importante garantizar que los elementos no ocupen un gran espacio, a la vez que estos sean capaces de soportar las cargas estáticas y dinámicas a las que estará sometida la articulación. También se debe considerar prevenir la entrada de materias no deseadas dentro del rodamiento, para garantizar la prolongación de su tiempo de servicio [31]. Los rodamientos que cumplen estos requisitos y que han sido seleccionados como posibles candidatos a formar parte de la prótesis, pueden verse en el *Anexo 2: Tabla de rodamientos*.

6.2.3. Sensores de posición

Para garantizar un control integral en la actuación de la mano, conviene dotar al sistema de control con una retroalimentación sensorial, capaz de identificar, con cierto margen de error admisible, la posición de giro relativo de cada una de las articulaciones. Esto es, se debe conocer el número de grados de inclinación de cada elemento de la cadena cinemática respecto al anterior.

Puesto que el ROM de las articulaciones de la mano, no supera en ningún caso los 180° (véase el *Anexo 7: Rangos de movimiento de la mano*), es posible utilizar potenciómetros como indicadores de giro [32]. Partiendo de dos posiciones de referencia, que pueden equivaler a los extremos del ROM, se puede determinar una función matemática que relacione la tensión captada a nivel de bornes del potenciómetro, con el ángulo de giro relativo entre los elementos que forman la articulación [32]. Los potenciómetros candidatos a formar parte del diseño protésico se pueden consultar en el *Anexo 3: Tabla de potenciómetros*.

6.2.4. Sensores de seguridad

Para evitar que los actuadores intenten seguir su acción de giro más allá del punto límite del ROM de la articulación, provocando con ello el daño e incluso la destrucción del ensamblaje, conviene dotar al sistema con un equipo de sensorización capacitado para detectar el fin de carrera de estos movimientos. Este conjunto de dispositivos tendrá dos funciones principales: prevenir que las articulaciones giren más allá de su ROM, y servir como puntos de referencia para las funciones de posicionamiento articular.

6.2.5. Placa microcontroladora

Posterior a la presentación de los componentes electrónicos y elementos de accionamiento, conviene definir como se alimentarán dichos componentes, qué componente recibirá la información que transmiten, quién procesará este flujo de datos y quién actuará de acorde a los parámetros deseados, enviando las señales permitientes para garantizar un lazo de control integral. Este elemento clave para completar el circuito es la placa microcontroladora.

En referencia a las características del microprocesador ideal para formar parte del prototipo, cabe destacar que el dispositivo:

- Debe de tener los suficientes PINs de entrada/salida digital para poder controlar la posición de las articulaciones actuadas, así como detectar los finales de carrera de las mismas.
- Debe de tener los suficientes PINs de salida con PWM para poder controlar adecuadamente los motores DC.
- Debe de tener la suficiente memoria como para poder almacenar todo el código necesario para el control del dispositivo.
- Debe tener las dimensiones adecuadas para poder ser acoplada al dispositivo, sin comprometer el espacio ocupado por el resto de elementos.

Los microcontroladores candidatos para formar parte de la prótesis se pueden consultar en el *Anexo 4: Tabla de placas microcontroladoras*.

6.2.6. Batería

Al tratarse de un dispositivo que trabajará separado de cualquier punto de abastecimiento energético, requiere de un mecanismo almacenador de energía, capaz de alimentar los

componentes electrónicos durante su periodo de funcionamiento. La elección de una batería u otra viene determinada principalmente por su capacidad de recarga, su velocidad de carga y su relación capacidad/dimensión, función exclusiva del consumo eléctrico del resto de componentes y del espacio disponible dedicado a la contención de dicho elemento. También es de gran importancia la tensión de alimentación del dispositivo, y todas las configuraciones alternativas viables para adaptar el potencial entre bornes de la batería para alimentar debidamente al circuito [33].

Las baterías consideradas candidatas ideales por los atributos mencionados previamente y dispositivos potenciales a formar parte del diseño protético se pueden consultar en el *Anexo 5: Tabla de baterías*.

7. Diseño mecánico

Este proceso se parte en tres grandes bloques: el diseño mecánico de los dedos trifalángicos (dedos II, III, IV y V), del dedo bifalángico (dedo I) y del conjunto palmar. En cada diseño, y con el objetivo de cubrir el máximo número de movimientos que es capaz de realizar la mano humana, se procede a describir qué simplificaciones se pueden llevar a cabo y cuáles son los criterios a aplicar para garantizar el desarrollo e integración de todos los componentes mencionados en el apartado *Preselección de componentes*. Para empezar con el diseño mecánico, se parte como base de las medidas genéricas de ciertas partes de la mano, para establecer la morfología y tamaño que va a adoptar el dispositivo, y hacer uso de ellas como guía y referencia durante todo el proceso de diseño.

7.1. Extracción de dimensiones

Como previamente se ha argumentado en el apartado *Criterios específicos*, se consultan ciertas medidas de la mano humana, las disponibles en las tablas consideradas [21-24], para establecer y fijar unas dimensiones base de la prótesis. La consulta de las tablas se realiza extrayendo la información perteneciente al colectivo masculino (al ser el factor común en todos los estudios), en medida del percentil 50 de los datos registrados en cada estudio. De los parámetros consultados, se obtiene el valor deseado y se aproxima al entero más cercano en milímetros, para simplificar la inserción numérica de datos. Los datos extraídos y los valores dimensionales utilizados durante el diseño de la prótesis, se pueden consultar en el *Anexo 6: Tablas antropométricas*. También se puede consultar el detalle de los criterios poblaciones utilizados en cada estudio considerado.

7.2. Sistemas trifalángicos

Los dedos trifalángicos constan de tres articulaciones pivotantes, con la capacidad de activarse prácticamente de manera individual gracias al accionamiento de los tendones musculares [28]. Estos dedos, aparte de los tres ejes de flexión que los forman, también incluyen un movimiento de abducción/aducción a nivel de articulación MCF, permitiendo así separarse lateralmente y enrollarse ligeramente, otorgando a cada dedo un total de cuatro grados de libertad [5].

Pese al elevado volumen de grados de libertad (dieciséis en total, cuatro para cada dedo), la mayor parte de movimientos se logran mediante un agarre adaptativo debido a una flexión progresiva de cada una de las articulaciones que componen cada dedo [34]. Esto es, la mayor

parte de agarres pueden conseguirse mediante la flexión progresiva de las articulaciones IFD, IFP e MCF. De aquí surge el primer criterio de simplificación del sistema trifalángico. Se decide fijar la abducción/aducción a nivel de articulación MCF, puesto que su mantenimiento complica y dificulta el ensamblaje para la reducida funcionalidad que aporta.

Otro factor a tener en cuenta es la dependencia cinemática entre las articulaciones IFD e IFP. Cuando la flexión de la articulación IFP es ejecutada, se puede observar cómo, de manera proporcional (cerca de una relación 1:1), la articulación IFD flexa al unísono y de manera natural [34]. Esta relación permite restringir el número de grados de libertad reales. Se decide pues, que la flexoextensión de la articulación IFD será dependiente de la flexoextensión de la articulación IFP, que será libre y actuada.

Con esto, se concluye que los dedos trifalángicos se diseñan siguiendo los siguientes criterios:

- Cada dedo estará formado por un total de tres grados de libertad, dos de ellos actuados (flexoextensión de las articulaciones MCF y IFP) y el tercero dependiente de la flexoextensión de la articulación IFP (la flexoextensión de la articulación IFD).
- Las principales medidas del diseño de cada dedo, estarán de acuerdo con la información presente en las tablas antropométricas (consultar *Anexo 6: Tablas antropométricas*).
- Los rangos de movimiento de cada articulación serán acordes con los reales, consultados en los estudios de movilidad considerados (consultar *Anexo 7: Rangos de movimiento de la mano*) [35,36].
- Cada articulación será diseñada para que su rango de movimiento quede limitado de manera mecánica, acoplando a sus extremos los detectores de fin de carrera, combinando limitantes mecánicos y electrónicos.

Siguiendo estos criterios, se diseñan los sistemas trifalángicos, que resultan finalmente compuestos por un total de cuatro elementos: la falange distal (FD), la falange media (FM), la falange proximal (FP) y una pieza de transmisión de movimiento rotacional entre articulaciones. Entre cada elemento existe un grado de libertad que relaciona sus posiciones, la flexoextensión de la articulación que los une. Únicamente la flexoextensión de la articulación IFP se encuentra directamente actuada y es libre. La articulación IFD es dependiente de la IFP, gracias al mecanismo de transmisión de giro instalado. La articulación restante, la MCF, también está directamente actuada, y permite el acoplamiento del sistema trifalángico con el conjunto palmar.

La falange distal está compuesta por un total de tres piezas, ensambladas entre ellas con tres tornillos M2x12mm (ver *Figura 7.1*):

- La pieza lateral, ocupa una función estética y de protección. También almacena las cabezas de los tornillos/tuercas, necesarios para el ensamblaje mecánico del conjunto FD.
- La pieza central tiene como funciones el acoplamiento mecánico del conjunto FD con el conjunto FM, mediante dos agujeros, una guía rotacional limitada por el ROM de la articulación IFD, una cavidad de almacenamiento para un rodamiento cilíndrico de acoplamiento con el eje de rotación y dos cavidades para los rodamientos axiales de acoplamiento mecánico con el conjunto FM.
- La pieza medial, ocupa una función estética y de protección. También almacena las cabezas de los tornillos/tuercas, necesarios para el ensamblaje mecánico del conjunto FD.



Figura 7.1: Falange distal ensamblada del sistema trifalángico.

La falange media está compuesta por un total de cuatro piezas, ensambladas entre ellas con tres tornillos M1,4x16mm (ver *Figura 7.2*):

- La pieza lateral, ocupa una función estética y de protección. También almacena las cabezas de los tornillos/tuercas, necesarios para el ensamblaje mecánico del conjunto; y contiene el agujero de acoplamiento con el conjunto FP a nivel de articulación IFP y las cavidades que almacenan los rodamientos axiales de acoplamiento mecánico con la pieza FD y la pieza FP.
- La segunda pieza más lateral, cumple la función de contener la cavidad de delimitación



Figura 7.2: Falange media ensamblada del sistema trifalángico.

del ROM de la flexoextensión de la articulación IFD. Cuenta con dos agujeros y una guía rotacional para poderse acoplar al conjunto FM; y también cuenta con la cavidad que almacena el rodamiento axial de acoplamiento mecánico con la pieza FD.

- La segunda pieza más medial, cumple la función de contener la cavidad de delimitación del ROM de la pieza de transmisión del movimiento rotacional de la articulación IFP a la articulación IFD. También cuenta con tres agujeros y una guía rotacional que permiten el acoplamiento mecánico del conjunto FM.
- La pieza medial, ocupa una función estética y de protección. También almacena las cabezas de los tornillos/tuercas, necesarios para el ensamblaje mecánico del conjunto.

La falange proximal está compuesta de un total de seis piezas, ensambladas entre ellas con tres tornillos M2x16mm (ver *Figura 7.3*):

- La pieza lateral, ocupa una función estética y de protección. También almacena las cabezas de los tornillos/tuercas, necesarios para el ensamblaje mecánico del conjunto; y contiene una cavidad para almacenar el rodamiento cilíndrico y uno de los rodamientos axiales de la articulación IFP.

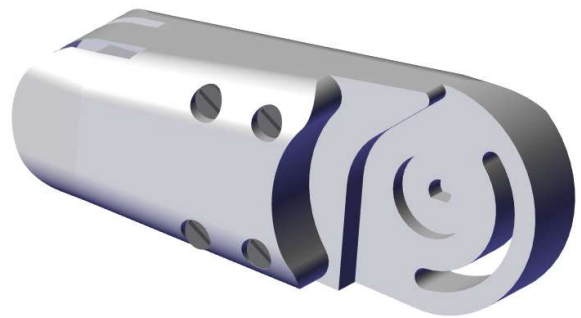


Figura 7.3: Falange proximal ensamblada del sistema trifalángico.

- La segunda pieza más lateral, contiene la cavidad de delimitación del ROM de la articulación IFP y la cavidad de almacenamiento del potenciómetro de control de ángulo girado de la articulación IFP. También colabora en la fijación del conjunto motor-reductor de actuación sobre la articulación IFP y se acopla a él mediante el rodamiento axial que lleva acoplado.
- La tercera pieza más lateral, ocupa una función de distanciamiento entre partes del mismo conjunto.
- La tercera pieza más medial, contiene parte del agujero contenedor de la articulación MCF y se utiliza como limitante del desplazamiento en eje de giro de la pieza trasmisora de movimiento entre articulaciones.
- La segunda pieza más medial, se utiliza como limitante del desplazamiento en eje de

giro de la pieza transmisora de movimiento entre articulaciones.

- La pieza medial, ocupa una función estética y de protección. También almacena las cabezas de los tornillos/tuercas, necesarios para el ensamblaje mecánico del conjunto; así como la cavidad de almacenamiento del rodamiento axial de acoplamiento con el conjunto palmar a nivel de articulación MCF.

La pieza de transmisión de movimiento de la articulación IFP a la articulación IFD, está compuesta por un único elemento, una guía con la morfología adecuada para transmitir el giro de un punto a otro y permitir un acoplamiento mecánico entre las partes de la pieza FM. Contiene dos agujeros donde se acoplan los ejes de transmisión de giro (ver *Figura 7.4*).

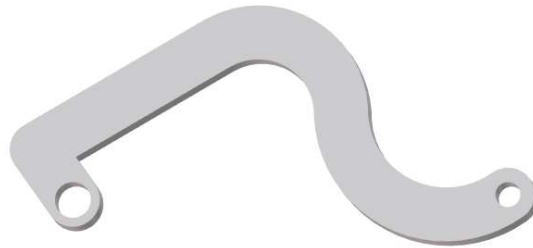


Figura 7.4: Transmisor de movimiento del sistema trifalángico.

Estas cuatro piezas descritas son las propuestas para crear un sistema trifalángico que se adapte a los criterios enunciados y propuestos previamente (ver *Figura 7.5*). Para replicar los resultados del dedo II al resto de dedos trifalángicos, únicamente es necesario modificar el valor de los parámetros antropométricos establecidos y adaptarlo al resto de subsistemas.

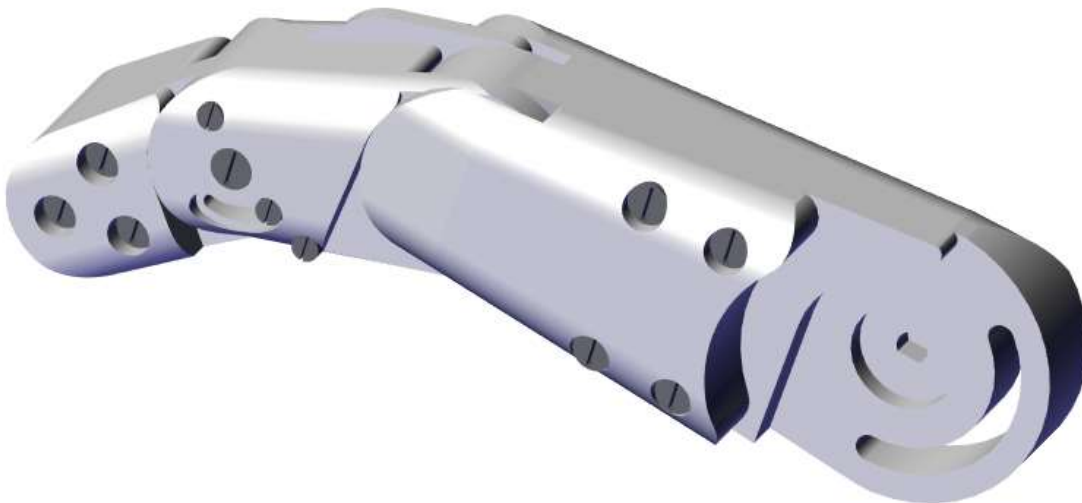


Figura 7.5: Sistema trifalángico ensamblado.

7.3. Sistema bifalángico

El pulgar de la mano humana es el elemento clave en cuanto a funcionalidad se refiere. Gracias a la oposición de este dedo frente al resto se consigue un agarre ideal, otorgando a la mano la capacidad de ejecución de múltiples tipos de agarre adaptativos en función del peso, morfología del objeto y otros factores medioambientales condicionantes [28]. Por ello, es prioritario mantener el rango de movimiento de todas las articulaciones del dedo I.

A diferencia del resto de dedos, el pulgar tiene todos y cada uno de sus grados de libertad independientes del resto [5]. Por ello, se decide mantener la actuación libre de todos ellos, de los cuatro que lo conforman. De manera similar a los sistemas trifalángicos, las articulaciones de flexión se actúan con el eje de salida de la caja de reducción actuando directamente sobre el eje articular. Con ello, las articulaciones IF y MCF quedan definidas.

La articulación TMC actúa de manera similar a una articulación esférica limitada. Su configuración natural dificulta la actuación directa del eje de la salida de una caja de reducción sobre el eje de giro, pues se trata de un sistema compuesto por dos ejes perpendiculares actuando sobre el mismo punto de giro. Para solucionar este problema de acoplamiento, se decide desplazar los ejes de giro de la articulación mediante el uso de una pieza auxiliar, cuya función consiste en substituir el rango de movimiento propio de la articulación CMC.

Con esto, el dedo I se diseña siguiendo los siguientes criterios:

- El pulgar estará formado por un total de cuatro grados de libertad, dos de ellos actuados directamente sobre su eje natural de giro (flexoextensión de las articulaciones IF y MCF) y los otros dos, correspondientes a la flexoextensión y abducción/aducción de la articulación CMC, se actuarán con su eje de giro desplazado mediante el uso de una pieza auxiliar.
- Las principales medidas del diseño del dedo I estarán de acuerdo a la información presente en las tablas antropométricas (consultar *Anexo 6: Tablas antropométricas*).
- Los rangos de movimiento de cada articulación serán acordes con los reales, consultados en los estudios de movilidad considerados (consultar *Anexo 7: Rangos de movimiento de la mano*) [35,36].
- Cada articulación será diseñada para que su rango de movimiento quede limitado de manera mecánica, acoplando a sus extremos los detectores de fin de carrera,

combinando así limitantes mecánicos y electrónicos.

Siguiendo estos criterios, se diseña el sistema bifalángico que resulta finalmente compuesto por un total de cuatro piezas: la falange distal (FD), la falange proximal (FP), el metacarpiano (MTC) y el conjunto carpomatecarpiano (CMC). Entre cada par de piezas, existe un solo grado de libertad relativo, la flexoextensión de cada articulación. La última pieza, el conjunto CMC, se acopla con el sistema palmar y otorga al dedo I la capacidad de abducirse, aducirse y oponerse respecto al sistema palmar.

La falange distal está compuesta por un total de tres piezas, ensambladas entre ellas con tres tornillos M2x16mm (ver *Figura 7.6*).

- La pieza lateral, ocupa una función estética y de protección. También almacena las cabezas de los tornillos/tuercas, necesarios para el ensamblaje mecánico del conjunto FD.
- La pieza central tiene como funciones el acoplamiento mecánico del conjunto FD con el conjunto FP, mediante una conexión articular directa al eje de salida de conjunto motor-reductor de la articulación IF. También contiene las cavidades de almacenamiento de los rodamientos axiales de acoplamiento con la pieza FP.
- La pieza medial, ocupa una función estética y de protección. También almacena las cabezas de los tornillos/tuercas, necesarios para el ensamblaje mecánico del conjunto FD.

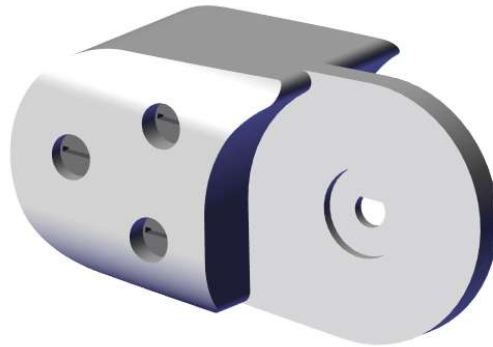


Figura 7.6: Falange distal ensamblada del sistema bifalángico.

La falange proximal está compuesta de un total de cinco piezas, ensambladas entre ellas con tres tornillos M2x20mm (ver *Figura 7.7*).

- La pieza lateral, ocupa una función estética y de protección. También almacena las cabezas de los tornillos/tuercas, necesarios para el ensamblaje mecánico del conjunto FP.

- La segunda pieza más lateral, contiene la cavidad necesaria para almacenar el rodamiento acoplado al eje de giro de la salida del conjunto motor-reductor de la articulación IF, y las cavidades que contienen los rodamientos axiales de acoplamiento de esta misma articulación. Su morfología actúa como limitante de giro de este mismo movimiento relativo.

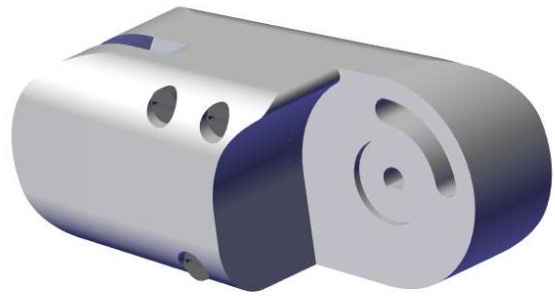


Figura 7.7: Falange proximal ensamblada del sistema bifalángico.

- La pieza central, contiene la cavidad que almacena el potenciómetro de medición de posición de la articulación IF y la cavidad que contiene el rodamiento axial de acoplamiento con la pieza FD. También contiene parte de la cavidad de acoplamiento del eje de actuación de la articulación MCF del dedo I y la cavidad que ocupa el rodamiento axial de acoplamiento mecánico con esta misma articulación.
- La segunda pieza más medial, almacena el motor de la articulación IF y la parte restante de la cavidad de almacenamiento de la articulación MCF.
- La pieza medial, ocupa una función estética y de protección. También almacena las cabezas de los tornillos/tuercas, necesarios para el ensamblaje mecánico del conjunto.

El metacarpiano del dedo I está compuesto por cinco piezas, ensambladas entre ellas mediante cuatro tornillos M2x20mm (ver *Figura 7.8*).

- La pieza lateral, ocupa una función estética y de protección. También almacena las cabezas de los tornillos/tuercas, necesarios para el ensamblaje mecánico del conjunto MC.
- La segunda pieza más lateral, contiene una cavidad para almacenar el conjunto motor-reductor de accionamiento de la articulación MCF

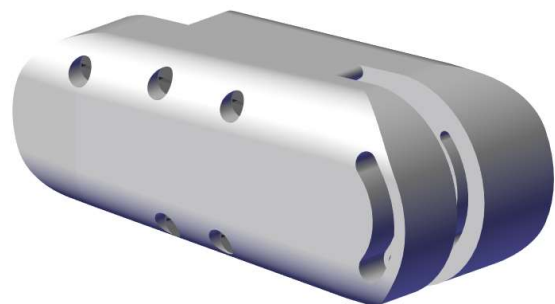


Figura 7.8: Metacarpiano ensamblado del sistema bifalángico.

y otra para almacenar el potenciómetro de la flexoextensión de la articulación CMC.

- La pieza central, contiene la cavidad necesaria para almacenar el potenciómetro de control de posición de la articulación MCF y la cavidad de almacenamiento del rodamiento axial de acoplamiento a nivel de esta misma articulación. También cumple otras funciones, tales como participar en el sellado de ambos motores del CMC y contener la forma necesaria para establecer los límites de la flexoextensión de la articulación CMC.
- La segunda pieza más medial, contiene la cavidad de almacenamiento de conjunto motor-reductor de actuación de la flexoextensión de la articulación CMC y la cavidad de almacenamiento del rodamiento axial de acoplamiento a nivel de esta misma articulación.
- La pieza más medial, ocupa una función estética y de protección. También almacena las cabezas de los tornillos/tuercas, necesarios para el ensamblaje mecánico del conjunto.

La pieza auxiliar de la articulación CMC está compuesta por dos piezas, ensambladas entre ellas mediante un tornillo M2x20mm y los elementos de unión articular incorporados en la flexoextensión de la articulación CMC (ver *Figura 7.9*).

- La pieza distal tiene como funciones el acoplamiento mecánico del sistema bifalángico con el sistema palmar y restringir el ROM de la abducción/aducción del dedo I. A nivel de grado de libertad de abducción/aducción de la articulación CMC, contiene un agujero donde se acopla el eje del conjunto motor-reductor de accionamiento de esta articulación, y dos guías limitantes de su movimiento y de apoyo estructural a nivel de articulación. Por otro lado, la parte asociada a la flexoextensión de la articulación CMC contiene el agujero de acoplamiento del eje de salida del conjunto motor-reductor de accionamiento de esta articulación. También contiene el agujero y la cavidad necesarias para acoplar y

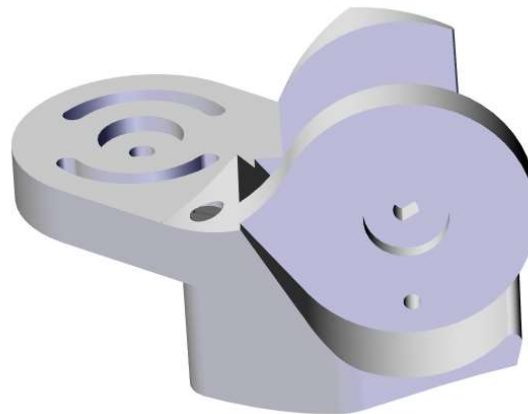


Figura 7.9: Pieza carpometacarpiana ensamblada del sistema bifalángico.

almacenar la cabeza del tornillo/tuerca necesarios para el ensamblaje mecánico del conjunto. También contiene las cavidades de almacenamiento de los rodamientos axiales de ambas articulaciones.

- La pieza proximal tiene como funciones delimitar el ROM de la flexoextensión de la articulación CMC y acoplar el sistema bifalángico a esta mediante el uso de esta misma articulación. También contiene el agujero y la cavidad necesarias para acoplar y almacenar la cabeza del tornillo/tuerca, necesarios para el ensamblaje del conjunto.

Estas cuatro piezas forman el sistema propuesto para ejercer las funciones del dedo I (ver *Figura 7.10*). Su arquitectura permite mantener la movilidad del dedo pulgar y conservar el abanico de agarres propio de la mano humana.



Figura 7.10: Sistema bifalángico ensamblado.

7.4. Sistema palmar

Este elemento es la base estructural y arquitectónica del dispositivo. Permite la unión de cada uno de los dedos diseñados y es la región de almacenamiento y protección de los dispositivos electrónicos del aparato.

Para cada dedo, se une la zona proximal mediante una articulación cilíndrica, actuada por un motor conectado directamente a su caja de reducción, siendo el eje de salida del conjunto el que queda encastrado en la parte proximal del dedo. A su vez, también se acopla mediante el uso de rodamientos axiales, consiguiendo así suavizar los efectos de la continua rotación entre

elementos y cargar directamente sobre el sistema palmar los esfuerzos a los que es sometido el dedo durante su periodo de uso y funcionamiento.

Parte del volumen restante, se utiliza para situar los componentes electrónicos de la prótesis. Con ello, se prepara el espacio para albergar el microcontrolador, las baterías y otros dispositivos ensamblados en una placa de pruebas.

Con esto, el sistema palmar se diseña compuesto por tres partes, unidas entre ellas mediante dos grupos de cuatro tornillos M2x20 (ver *Figura 7.11*):

- La parte palmar contiene la cavidad de almacenamiento de las baterías de suplemento energético del dispositivo, junto con las cavidades donde encajan los tornillos de acoplamiento con la tapa que cierra esta cavidad. También contiene parte de las superficies de giro y limitantes de las articulaciones MCF del dedo II y CMC del dedo I.
- La parte central contiene las cavidades de almacenamiento de los componentes de actuación y acoplamiento de las articulaciones MCF del dedo II y CMC del dedo I. Eso incluye motores, rodamientos y potenciómetros. También contiene parte de la cavidad de almacenamiento de las baterías, y las cavidades de residencia de las tuercas de ensamblaje de ambas tapas del conjunto palmar.
- La parte dorsal contiene la cavidad de almacenamiento de la placa microcontroladora y la placa de pruebas, junto con las cavidades donde encajan los tornillos de acoplamiento con la tapa que cierra esta cavidad. También contiene parte de las superficies de giro y limitantes de las articulaciones MCF del dedo II y CMC del dedo I.



Figura 7.11: Sistema palmar ensamblado.

Para diseños futuros, una vez comprobada la funcionalidad del dispositivo actual, en el caso que se decida incorporar los tres sistemas trifalángicos restantes, el diseño del sistema palmar permite duplicar la cavidad prevista para ensamblar los demás dedos. También permite su personalización en función de los parámetros antropométricos establecidos para los dedos restantes. El diseño resultante puede observarse en la *Figura 7.12*. El detalle de las piezas diseñadas se puede consultar en el *Anexo 8: Detalle de las piezas diseñadas*.



Figura 7.12: Prototipo ensamblado.

8. Análisis estructural del diseño

Para verificar el diseño mecánico realizado se simula el comportamiento estructural del sistema frente a fuerzas externas, bajo las que se puede dar la casuística de acabar sometido durante su periodo de uso y funcionamiento. Este tipo de análisis se realiza mediante el método de los elementos finitos, utilizando el mismo *software* que incorpora el CAD (*Computer-Aided Design*) *SolidWorks*, utilizado durante el desarrollo del proyecto.

El método de los elementos finitos consiste en discretizar una estructura continua en elementos de menor tamaño para estudiar el desplazamiento de los nodos que los componen, causado dicho movimiento por las acciones externas que actúan sobre el sistema. Estos nodos contienen una serie de grados de libertad permitidos, y, para conocer el valor de su desplazamiento, se relacionan las fuerzas a las que es sometido el sistema con la rigidez de los elementos que la forman. La rigidez, dentro del régimen lineal, es función del módulo de Young del material, del área del elemento y de su inercia [37].

Definidas las fuerzas externas que afectan al sistema, las condiciones de contorno pertinentes y la rigidez propia de cada elemento, se pueden encontrar los desplazamientos de cada uno de los nodos, en base a cada uno de los grados de libertad permitidos [37]. La ecuación matricial que rige el sistema es:

$$[F_{ext}] = [K] \cdot [u] \quad (Ec. 8.1)$$

SolidWorks incorpora un complemento de CAE (*Computer-Aided Engineering*) para poder realizar simulaciones estructurales sin necesidad de cambiar de programa. Permite importar desde el apartado de diseño la pieza o ensamblaje y estudiar su comportamiento estructural, complementando la verificación de diseños. Para que los resultados de la simulación se asemejen al comportamiento representado por los mismos, se deben aplicar convenientemente las condiciones de contorno e interpretar debidamente los resultados obtenidos [37]. Para el caso estudiado, se explica a continuación el procedimiento seguido y las hipótesis formuladas.

8.1. Dimensiones del modelo

El método de los elementos finitos trabaja con variables adimensionales, con lo cual conviene definir unos valores dimensionales para obtener coherencia entre los datos introducidos y las soluciones conseguidas. Por ello, la longitud será medida en milímetros (mm), la fuerza en Newtons (N) y, por lo tanto, la presión en megapascuales (MPa).

8.2. Material del modelo

La rigidez de un elemento, considerando el régimen lineal del mismo, depende de su módulo de Young, que es función del material del que está hecho y de los procesos de fabricación a los cuales ha sido sometido [37]. Uno de los motivos por los cuales se valida un diseño mecánico es para determinar con qué material, procesos y dimensiones es idóneo fabricar un producto, optimizando así los costes de material y de fabricación sin comprometer la integridad estructural de la pieza.

Como se pretende comprobar el funcionamiento del diseño mediante un prototipo y se busca accesibilidad y flexibilidad, se considera como material base el ácido poliláctico (PLA), utilizado comúnmente en la impresión 3D, el cual será el método de fabricación escogido para esta fase del proyecto. Para obtener las propiedades del material convendría probar unas muestras del material en los ejes principales, para obtener el módulo de Young en cada una de las tres direcciones espaciales, eliminando la variabilidad que aporta la máquina de impresión y el material utilizado. Como este proceso requiere una cantidad de tiempo importante para la limitada diferencia de precisión que aporta, se decide utilizar como valores de referencia de material los encontrados en la literatura del tema en cuestión.

Según Robert Whited [38], el PLA tiene diferentes propiedades mecánicas según su dirección de impresión. Para verificarlo, diseñó un experimento en el cual se imprimían unas probetas con este material y se sometían a unos ensayos de tracción. Las probetas se clasificaron en tres grupos, en función de la dirección de impresión. Las del grupo A, se imprimieron con la superficie de mayor área paralela al plano de impresión. Las del grupo B, con la segunda superficie de mayor área paralela al plano de impresión. Y las del grupo C, con estas dos superficies perpendiculares al plano de impresión. También comprobó la variabilidad que aporta un cambio de área, trabajando con probetas de 1 y 2 mm de grosor de impresión [38]. Los resultados de los experimentos pueden verse en la *Tabla 8.1*.

Grupo	Módulo de Young [MPa]	Tensión de rotura [MPa]
A	2379,64	45,64
B	2534,04	45,99
C	2894,51	36,34

Tabla 8.1: Módulo de Young y tensión de rotura para el PLA impreso, en cada una de las direcciones principales, para las probetas de 2mm [38].

El estudio concluye que el módulo de Young más elevado resulta en la dirección de la capa de impresión, en contraposición a su tensión de rotura, que resulta inferior al resto de direcciones [38]. Conocidos estos valores, es posible definir para cada pieza del dispositivo su módulo de Young en cada dirección principal, en función de la dirección de impresión de cada pieza. Entonces, solo resta aportar información respecto a su coeficiente de Poisson, densidad y módulo cortante. Como estas variables también dependen de la dirección de impresión, pero no ha sido posible encontrar literatura al respecto, se considera que son homogéneas durante el proceso de simulación y se fija su valor de acuerdo a Shady Farah [39]. Los valores restantes para definir el material se pueden consultar en la *Tabla 8.2*.

Variable	Valor
Coeficiente de Poisson	0,36
Módulo cortante [MPa]	1287
Densidad [kg/m3]	1252

Tabla 8.2: Coeficiente de Poisson, módulo cortante y densidad del PLA [39].

Para el resto de componentes del dispositivo, puesto que se desconocen el material o las propiedades mecánicas de algunos de estos, y para simplificar el estudio (pues la integridad de estos no resulta el sujeto de estudio), se considera que están compuestos de acero S275. Las propiedades de este material se pueden consultar en la *Tabla 8.3*.

Variable	Valor
Módulo de Young [Gpa]	200
Límite elástico [MPa]	275
Coeficiente de Poisson	0,29
Módulo cortante [MPa]	430-580
Densidad [kg/m3]	2850

Tabla 8.3: Propiedades mecánicas del acero S275, utilizadas en las simulaciones numéricas [40].

Con estos dos materiales definidos y asignados de acuerdo a las especificaciones de cada elemento, se procede a definir y configurar las condiciones mecánicas restantes para realizar la

simulación estática del modelo.

8.3. Mallado del modelo

Con el objetivo de lograr unos resultados que reflejen el comportamiento estructural de la prótesis, se construye una malla de tamaño de elemento variable, siendo esta más fina (los elementos de menor tamaño) en aquellas regiones más críticas y cuyas tensiones resultan de mayor interés, y más gruesa (elementos con mayor tamaño) en aquellas regiones más rígidas o sometidas a menor esfuerzo directo, con la finalidad de optimizar el tiempo de cálculo del método sin perder una gran precisión en las zonas de interés de estudio [37].

Debido al tipo de geometría curvada de los elementos que componen el dispositivo, se decide utilizar elementos tetragonales, de tamaño variable entre 1 mm y 5 mm, de gran utilidad para este tipo de arquitecturas con elevado grado de curvatura. Su estructura está formada por un total de cuatro nodos, uno en cada vértice, con tres grados de libertad para cada nodo, correspondientes al desplazamiento en cada una de las tres direcciones espaciales [37].

8.4. Condiciones de contorno

Para obtener unos resultados coherentes en el caso de estudio, es conveniente plantear un conjunto de condiciones de contorno con el fin que este se asemeje lo más posible a las condiciones dinámicas críticas a las que estará sometido el sistema durante su periodo de uso y funcionamiento [37]. Dichas consideraciones son:

- La prótesis debe ir fijada al usuario mediante una sujeción lo suficientemente resistente para que soporte los esfuerzos durante su funcionamiento. Por ello, se restringe la movilidad de los nodos de la superficie inferior de la prótesis, simulando el anclaje del dispositivo al cuerpo humano.
- Para el caso de estudio, se supone que las fuerzas que actúan sobre el sistema interactúan con este mediante una superficie en particular, correspondiente a la de un objeto en particular. Por ello, el valor de fuerza a aplicar se simula mediante una presión repartida sobre la superficie de contacto, de valor el módulo de la fuerza entre la superficie de aplicación.
- Se consideran los posibles contactos entre las superficies del ensamblaje adyacente o muy cercanas, imponiendo un contacto sin penetración en caso de que el

desplazamiento provoque un efecto en cadena.

- Pese a que las articulaciones accionadas no son rígidas, se decide definir un contacto entre la superficie del eje de giro de la caja de reducción al motor y la cavidad donde se acopla, para así conocer las tensiones que sufre cada eje y poder determinar el par de giro que deben soportar en cada caso cada uno de los actuadores del dispositivo.

8.5. Caso de estudio

Para comprobar su rigidez mecánica en situaciones estáticas, el ensamblaje se somete al caso considerado como la situación más crítica a nivel mecánico. Se considera que la prótesis está aguantando un total de 10 kg, con la posición de agarre cilíndrica (con prácticamente todas las articulaciones cerca de su límite de rango de movimiento de flexión, ver *Figura 8.1*). Para modelar esta situación, se aplica una fuerza distribuida por la superficie palmar de la pieza correspondiente a la falange proximal del dedo II, con un módulo igual a 25 N (se supone que la fuerza está proporcionalmente distribuida en cada dedo y que la gravedad se puede aproximar a 10 m/s^2).

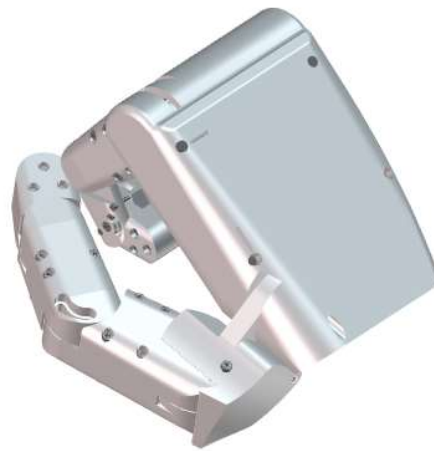


Figura 8.1: Configuración articular utilizada para el caso de estudio.

Con esta configuración articular y la influencia dinámica descrita, se procede a resolver la simulación y encontrar los desplazamientos de los nodos para poder calcular las tensiones que sufren los elementos de la malla construida. Como se puede observar en la *Figura 8.2*, los valores más elevados de tensión residen cerca de los agujeros de acoplamiento de la falange proximal del dedo II. Los puntos de mayor tensión pertenecen a los tornillos y las roscas, siendo el valor máximo de 123,86 MPa. Pese

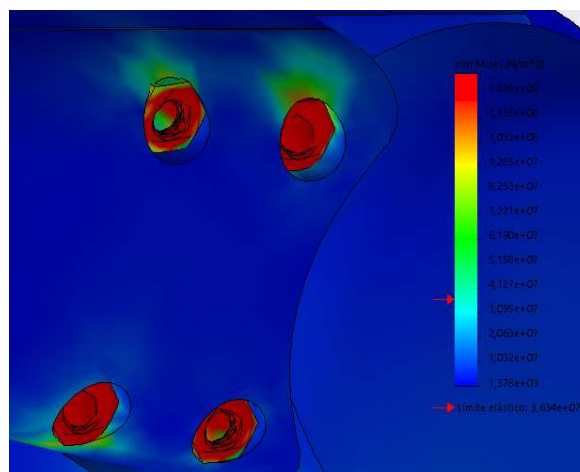


Figura 8.2: Detalle de las singularidades numéricas.

a tratarse una singularidad numérica y resultar un concentrador de tensiones, debido a la morfología y al gradiente de tamaño respecto a la pieza original [37], tampoco se supera en ningún caso el límite elástico del acero considerado. Valorando los elementos compuestos por PLA, los valores más elevados se encuentran nuevamente en los agujeros de ensamblaje de la pieza falange proximal del dedo II. Excluyendo estas singularidades, los valores más elevados de tensión se encuentran en la superficie de contacto con la pieza agarrada, siendo su valor máximo de tensión de Von Mises igual a 23,48 MPa, inferior a los límites establecidos para este material.

En estas condiciones, también resulta de interés calcular qué fuerzas se transmiten entre el eje del conjunto motor-reductor de la articulación MCF del dedo II y el agujero en la pieza FP donde va acoplado este eje. De esta forma se puede estimar qué par motor es necesario aplicar para garantizar la rigidez de la articulación frente a estas acciones externas críticas. Gracias al contacto creado entre estas superficies, se puede calcular la fuerza resultante de contacto entre ambas superficies. Como resultante, el módulo de par sobre el eje motor-reductor resulta de 0,0288 Nm.

Cabe destacar que los resultados obtenidos en este estudio no tienen por qué ser fieles al comportamiento real del dispositivo una vez construido. Al tratarse de una metodología de estudio que viene influenciada por el material utilizado, las condiciones del proceso de fabricación, el desgaste por fatiga, el ambiente dinámico y el grado de refinamiento de la malla de estudio, se pueden dar ocasiones en que el sistema protésico no pueda ofrecer el máximo de solicitudes demandadas y validadas con el modelo propuesto. Por ello, la realización de pruebas una vez construido el dispositivo no debe ser obviada y se deben tomar como criterio de fiabilidad final del diseño mecánico propuesto. Aun así, este método permite conocer una estimación de cuán resistente es el dispositivo creado y si cumple los requisitos mínimos para proseguir con las siguientes etapas de diseño del mecanismo.

9. Diseño electrónico

Validado el modelo mecánico y comprobada su resistencia estructural en el caso considerado, se procede a definir el sistema electrónico del dispositivo. Para ello, se debe concretar primero qué dispositivos del catálogo del proyecto han sido seleccionados.

9.1. Selección de componentes

La selección de cada modelo se ha hecho entre aquellos que, individualmente, ofrecen prestaciones muy similares a las demandadas en los objetivos y que, de una forma u otra, acaban complementándose entre ellos para dar lugar a un dispositivo capaz de cumplir los objetivos establecidos en un principio.

A nivel de motores, el modelo seleccionado ha sido el *Machifit 1218GEN20* (ver *Figura 9.1*). Sus pequeñas dimensiones, incluyendo la caja reductora con el cambio de dirección del eje de salida, perpendicular al eje de giro del motor, permite un ahorro de costes al no tener que instalar un sistema personalizado de transmisión y direccionamiento del eje de accionamiento. Es cierto que es de los modelos que ofrecen un par no muy elevado cuando el mecanismo está en movimiento, aunque también es cierto que en posición fija puede soportar grandes pares en relación a su tamaño. Otro factor de gran importancia es su rápida velocidad de respuesta, capaz de ejecutar un cuarto de vuelta en poco menos de un cuarto de segundo. Todo esto, sumado a su bajo consumo comparado con el resto y a su precio competitivo, lo hacen el candidato idóneo para ser el agente de accionamiento del dispositivo.

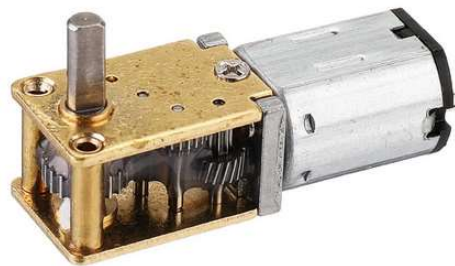


Figura 9.1: Machifit 1218GEN20.

A nivel de rodamientos cilíndricos, el modelo seleccionado ha sido el *MR63W2.5* (ver *Figura 9.2*). El motor seleccionado ha fijado el diámetro interno de este elemento, siendo de 3mm. Entre los modelos disponibles, este es el más compacto, ofrece las prestaciones demandadas, en ningún caso se superan las cargas y velocidades máximas del componente y se puede adquirir por un precio competitivo. El único inconveniente de este elemento es no contar con un blindaje de protección, que evitar la exposición del interior del componente a agentes que



Figura 9.2: MR63W2.5.

puedan perjudicar su correcto funcionamiento.

A nivel de rodamientos axiales, los modelos seleccionados han sido el *Thrust-4x8x3.5-Miniature* y el *Thrust-4x10x4-Minature* (ver *Figura 9.3*). Sus dimensiones y sus propiedades mecánicas los hacen los candidatos ideales para funcionar como acopladores mecánicos entre las paredes de las diferentes piezas del mecanismo, reduciendo considerablemente el volumen de fricción y los daños ocasionados por esta. La elección de uno u otro viene influenciada por el entorno articular.



Figura 9.3: Thrust-4x10x4-Minature.

A nivel de potenciómetros, el modelo seleccionado ha sido el *Bourns 3382* (ver *Figura 9.4*). Su diseño compacto y su duración comparado con el resto lo convierten en el dispositivo adecuado para estar ensamblado en cada articulación actuada, reduciendo así el compromiso estructural del dispositivo y garantizando un mayor tiempo de permanencia en el mecanismo, sin necesidades de reemplazo a corto plazo. Entre el resto de características, cabe destacar que se cumplen las restricciones propias del sensor y ofrece un bajo peso y coste.



Figura 9.4: Bourns 3382.

A nivel de microcontroladores, el modelo seleccionado ha sido el *Arduino Mega 2560 PRO* (ver *Figura 9.5*). Esta placa ofrece un total de 15 puertos de salida con PWM, ideales para controlar los doce grados de libertad de los dedos del dispositivo (dos puertos para cada grado de libertad, dos para cada dedo trifalángico y cuatro para el pulgar). De manera similar, sus 54 puertos digitales y sus 16 puertos analógicos permiten cubrir las demandas sensoriales de cada articulación, siendo necesarios 24 y 6 en total, respectivamente (para cada articulación, son necesario: un pin digital para otorgar tensión al potenciómetro, un pin analógico para medir la tensión del potenciómetro y dos pins digitales más para detectar los finales de carrera).

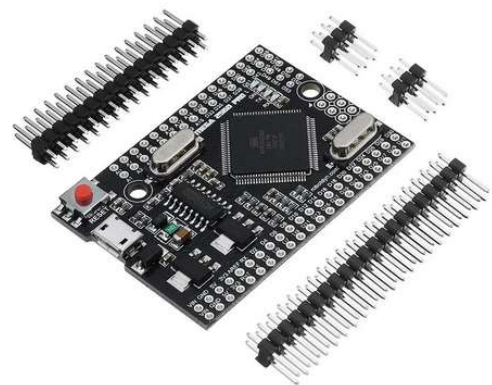


Figura 9.5: Arduino Mega 2560 PRO.

A nivel de drivers de motor, el dispositivo seleccionado es el *L293D* (ver *Figura 9.6*). Consiste en un doble puente en H, ideal para formar parte del sistema de alimentación de dos motores, permitiendo alterar su velocidad y dirección de giro en función de la señal PWM transmitida por el microcontrolador. Su encapsulado y compactado lo convierten en el dispositivo adecuado para formar parte del circuito electrónico.

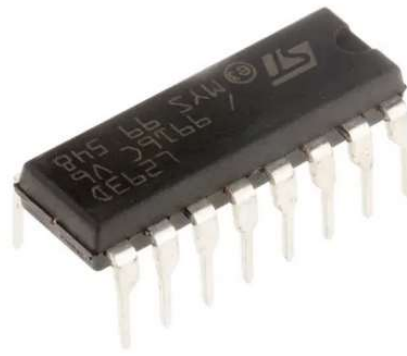


Figura 9.6: L293D.

La batería seleccionada ha sido el modelo *Green Cell PRO SP12_AD_1* (ver *Figura 9.7*). Dentro de la gama de productos considerada previamente, este dispositivo es el que tiene mayor relación capacidad/volumen, siendo sus dimensiones viables para residir en la zona palmar de la prótesis, y dispone de una capacidad elevada para dar una buena autonomía al dispositivo. Se insertarán dos baterías en serie, para poder conseguir la tensión de trabajo demandada por los motores y la placa microcontroladora.



Figura 9.7: Green Cell PRO SP12_AD_1.

9.2. Esquema del circuito electrónico

El esquema del sistema se puede resumir en módulos, puesto que el circuito electrónico es similar para cada uno de los grados de libertad actuados. Para cada motor, se conectan sus bornes a una de las salidas del puente en H. El driver se alimenta directamente de las baterías y se conectan sus entradas a dos pines PWM del microcontrolador, que serán las señales de control para la velocidad y el sentido de giro del motor. Acoplado al eje de salida del sistema motor-reductor se encuentra el eje de rotación del potenciómetro, otorgándole tensión uno de los pins digitales y realizando la lectura con el pin analógico. Con esto queda definido el sistema de accionamiento y retroalimentación de posición de eje de giro de cada articulación. Por seguridad, en los extremos articulares se colocan dos conductores que, al entrar en contacto, inhabilitan el giro de la articulación en la dirección bloqueada, previniendo así una autodestrucción del dispositivo. Estos conductores, trabajando a modo de interruptor, están conectados a un pin de salida digital, a un punto de entrada digital y a un punto de referencia,

respectivamente.

En la *Figura 9.8* se puede apreciar el esquema del circuito explicado. En el *Anexo 9: Esquema electrónico*, se puede observar el esquema completo de la prótesis.

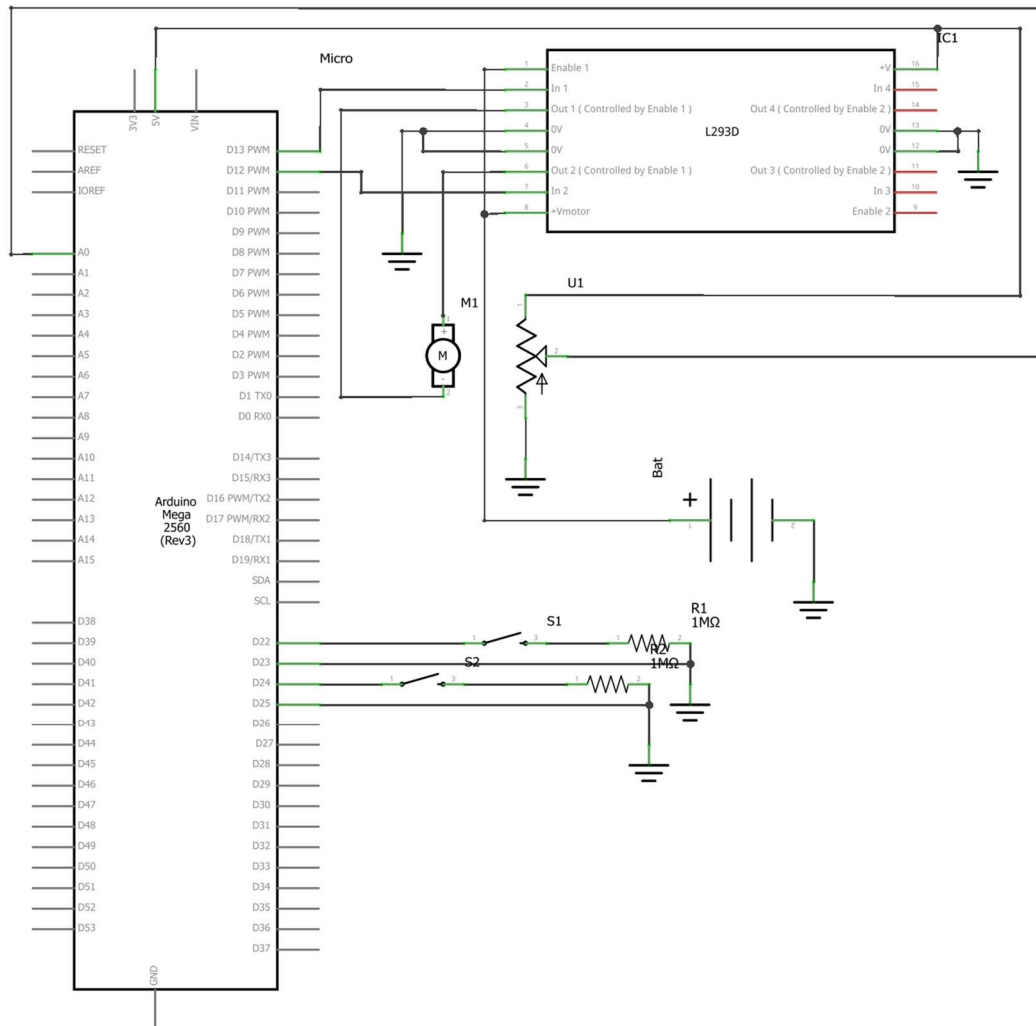


Figura 9.8: Esquema del sistema de control de una articulación de la prótesis.

9.3. Diseño de la placa

Conocidos los componentes del circuito y definidos los elementos que lo forman, se puede proceder al diseño de la placa del circuito electrónico. La placa de pruebas utilizada es del tipo *perfboard*, de 24 x 18 huecos, siendo el estándar escogido para poder incorporar los componentes electrónicos necesarios (incluida la placa microcontroladora) dentro del elemento

palmar del dispositivo, optimizando la dimensión del conjunto resultante. El diseño propuesto puede observarse en la *Figura 9.9*. De color azul se puede observar el trazado de la capa inferior de la placa, en rojo el de la capa superior y en gris las conexiones con hilo. Los círculos rojos y azules, representan los puntos de conexión con elementos externos a la placa presentes en la capa superior o inferior, respectivamente.

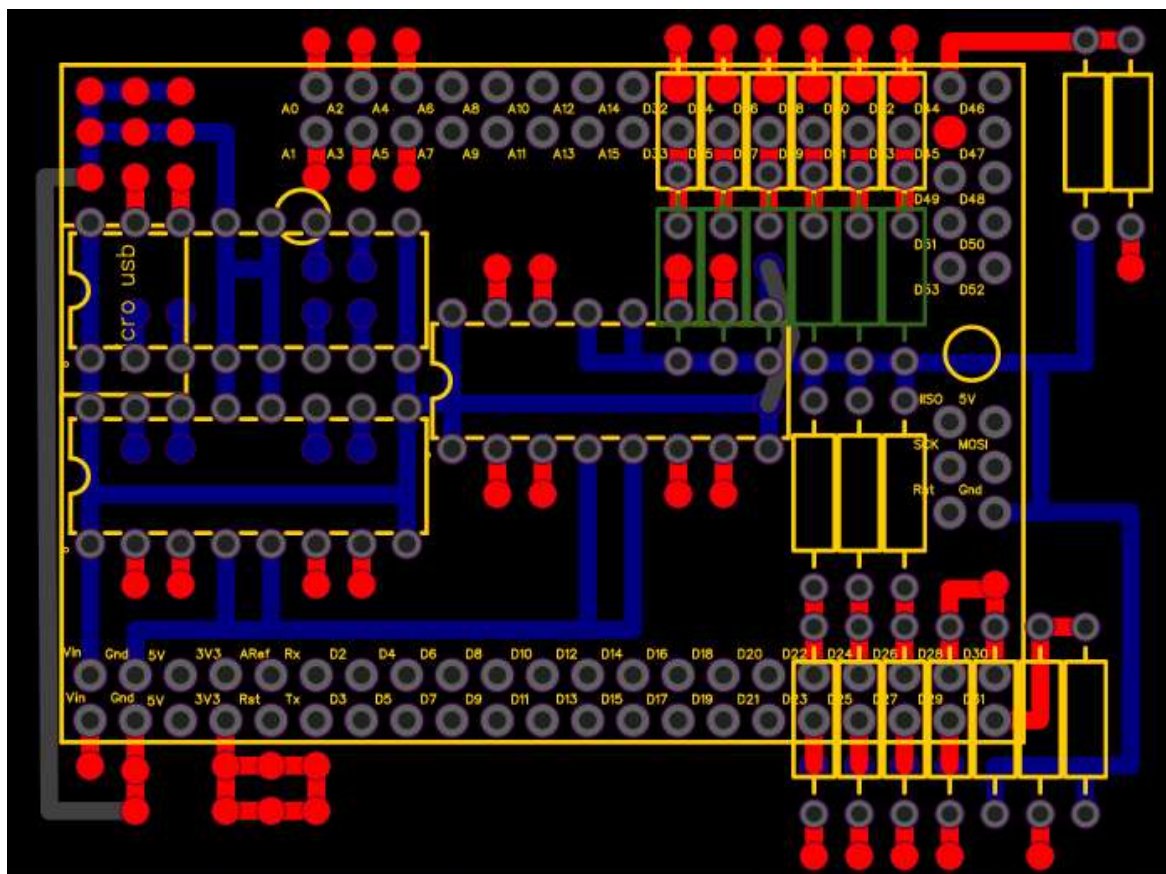


Figura 9.9: Esquema de la placa de pruebas del prototipo.

10. Simulación del conjunto

Previo a la construcción del prototipo, conviene garantizar que su comportamiento mecánico no comprometerá a la estructura e integridad del conjunto. En el apartado *Análisis estructural del diseño*, ya se ha comprobado la capacidad del modelo para soportar las fuerzas requeridas en el caso estático más crítico dentro del abanico de agarres considerados. Aun así, no se puede descartar que su comportamiento siga siendo acertado cuando las fuerzas que actúan sobre el sistema lo hagan de manera cambiante y bajo condiciones de movimiento. Para estudiar estos comportamientos inerciales del dispositivo a la hora de ejecutar movimientos de manipulación se realizan estudios dinámicos de múltiples cuerpos (*MultyBody Dynamics* o MBD).

Un sistema MBD es aquel que está compuesto por sólidos o conexiones que están unidas las unas con las otras por enlaces que restringen su movimiento relativo. Un estudio MBD es el análisis de cómo un mecanismo se mueve debido a la influencia de ciertas fuerzas (más conocido como dinámica directa) o, por el contrario, es el estudio de qué fuerzas son necesarias aplicar para conseguir que el sistema mecánico se mueva de una determinada manera (más conocido como dinámica inversa) [41].

10.1. Condiciones de contorno

Para cada una de las simulaciones, se establecen ciertos parámetros dinámicos para aproximar tanto el comportamiento como del ambiente de trabajo del dispositivo en condiciones normales de funcionamiento.

- La base del dispositivo se fija eliminando todos sus grados de libertad, idealizando un movimiento nulo respecto al usuario que la porta [41].
- Se supone que los conjuntos actúan como sólidos rígidos, unidos mediante sus elementos de conexión, y que el desplazamiento relativo entre ellos únicamente está permitido debido a deformaciones en el material que los componen [41].
- Los materiales aplicados, tal y como se ha descrito en el apartado *Material del modelo*, son PLA para las piezas imprimidas en 3D y acero S275 para el resto, de acuerdo a las justificaciones enunciadas en este mismo apartado.
- Se aplica la gravedad en dirección longitudinal de la mano y en sentido proximal, apuntando los dedos hacia arriba cuando se hayan en extensión.

- Las simulaciones parten y finalizan en la posición anatómica (ver *Figura 10.1*). En cada caso considerado, se mantendrá durante un segundo el agarre ejecutado para valorar las fuerzas estáticas asociadas al mantenimiento de esta postura.
- El tiempo de simulación total es de tres segundos: durante el primer segundo, la prótesis cambia la posición y orientación de sus componentes desde la posición inicial considerada hasta la posición de agarre correspondiente al caso de estudio. Durante el siguiente segundo, se mantiene en dicha posición, hasta que, durante el último segundo, regresa a su posición inicial. La curva de velocidades se suaviza para evitar movimientos bruscos y aceleraciones que puedan provocar un mal comportamiento del modelo.

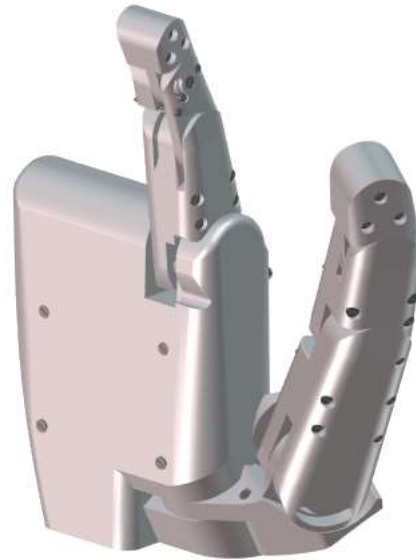


Figura 10.1: Posición anatómica de la prótesis.

- Se crea un muelle torsional entre los ejes de los motores y las zonas del ensamblaje donde están encastrados. El motivo de utilizar estos dispositivos pasivos es que, después de aplicar una serie de movimientos al conjunto, estos elementos se encargan de registrar las fuerzas necesarias para ejecutarlos, de acuerdo a la tercera ley de Newton [41].

Siguiendo estos criterios generales, se cumplen parte de los requisitos necesarios y condiciones de contorno para ejecutar un análisis dinámico inverso. El último componente necesario es definir el movimiento que seguirá cada punto del dispositivo durante el tiempo de simulación. De acuerdo con Cutkosky [25], las acciones de manipulación de la mano se pueden clasificar, según su potencia de agarre, en potentes y precisas. Dentro de las potentes, se clasifican según si son prensiles o no; y dentro de las prensiles, en agarre fino, cilíndrico o esférico. Dentro de las precisas, el agarre se puede clasificar como circular o prismático.

10.2. Agarres cilíndrico y prismático

En estos tipos de agarre se parte de la posición anatómica y se evoluciona hasta la configuración angular de las articulaciones necesaria para garantizar el correcto agarre del objeto cilíndrico o prismático, respectivamente. En este estado, y en función de la morfología y tamaño del objeto agarrado, la mayoría de articulaciones del dispositivo se encuentran cerca de su estado de máxima flexión. Las falanges distales de los dedos II al V (siendo los dedos III, IV y V virtuales para el caso del prototipo diseñado) se encuentran prácticamente perpendiculares a la palma de la mano, tocándola con las puntas de los dedos. El pulgar se encuentra opuesto a los dedos II y III, apoyando su superficie palmar sobre la parte dorsal de estos mismos dedos. La carga se concentra en la superficie palmar de las falanges proximales de los dedos II al V, dependiendo su valor en función del objeto sujetado (ver *Figura 10.2*).

Después de la ejecución de la simulación MBD, el eje motor que mayor carga dinámica sufre es el eje de abducción/aducción de la articulación CMC, en los instantes de tiempo correspondientes a la desaceleración del primer recorrido y a la aceleración del segundo, siendo superior en el primer caso. El principal motivo se puede deber a que el motor intenta compensar la inercia que lleva el sistema bifalángico debido a la velocidad de actuación

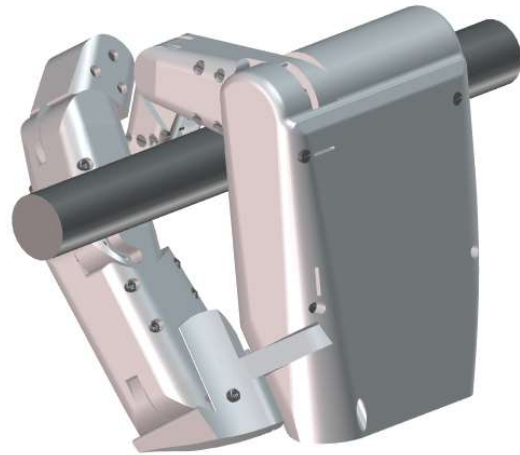


Figura 10.2: Posición de agarre cilíndrico.

otorgada al inicio del movimiento, más la energía cinética que gana durante su recorrido descendente, proveniente de la acción gravitacional. Con ello, la simulación ha dado un valor máximo de 0,023 Nm, lo cual indica que el motor seleccionado es capaz de compensar energéticamente el agarre cilíndrico/prismático bajo las condiciones planteadas.

10.3. Agarre esférico

En este tipo de agarre, la simulación parte de la posición anatómica y evoluciona hasta la configuración angular de las articulaciones necesaria para garantizar el correcto agarre del objeto esférico. En este estado y en función del tamaño del objeto agarrado, las articulaciones de los dedos se encuentran flexionadas de manera proporcional, con relación 1:1 entre ellas, y el pulgar en oposición al dedo IV (virtual para el caso del prototipo diseñado). El grado de flexión de cada articulación viene determinado por el volumen del objeto considerado. La forma también influye en el nivel de flexión de cada dedo, pudiendo diferenciarse considerablemente entre ellos. En esta situación, la superficie de contacto se extiende por toda la zona palmar (ver *Figura 10.3*).

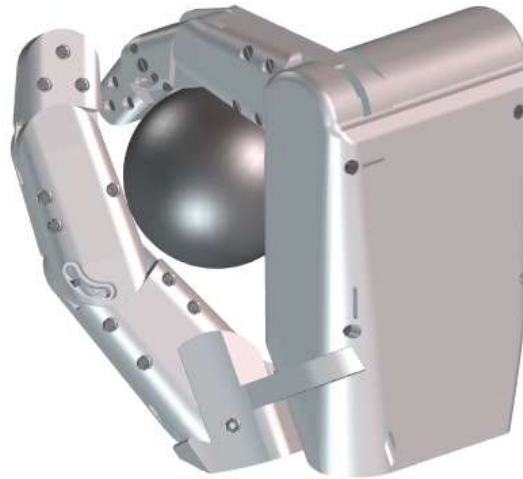


Figura 10.3: Posición de agarre esférico.

Después de la ejecución de la simulación MBD, la mayor criticidad a nivel de torsión sufrida por un eje de salida de un conjunto motor-reductor se encuentra a nivel de la actuación de flexoextensión de la articulación CMC. De manera similar al caso del agarre cilíndrico, los valores más elevados de torsión se producen cerca de la desaceleración durante el primer recorrido y la aceleración durante el segundo, siendo mayor su valor en el primer caso. Seguramente, su elevado valor sea debido a tener que compensar la inercia ganada durante el transcurso del primer recorrido, sumando la energía aportada por la actuación del conjunto motor-reductor de la abducción/aducción de esta misma articulación y la inercia sumada por la acción gravitacional. Su máximo valor es de 0,028 Nm, indicando que el sistema es capaz de ejecutar un agarre esférico sin comprometer su integridad.

10.4. Agarre plano

En el agarre plano o pellizco lateral, se parte de la posición anatómica y se evoluciona hasta la configuración angular de las articulaciones necesaria para garantizar el correcto agarre del objeto plano. En este estado y en función del tamaño del objeto agarrado, las articulaciones de los dedos III, IV y V (virtuales para el caso del prototipo diseñado) se encuentran prácticamente flexionadas, cumpliendo una función de apoyo del dedo II, situándose este con las articulaciones interfalángicas completamente flexionadas y la articulación MCF en la mitad de su ROM; el pulgar ejecuta presión lateral medial con su superficie palmar, en una configuración completamente extendida exceptuando la articulación MCF que se encuentra flexionada. La presión la recibe prácticamente la superficie medial de la falange proximal del dedo II (ver *Figura 10.4*).



Figura 10.4: Posición de agarre plano.

Después de la ejecución de la simulación MBD, el eje de actuación que más torsión debe realizar corresponde al conjunto motor-reductor de la articulación MCF del dedo II durante la desaceleración del primer recorrido y aceleración del segundo, siendo superior en el primer instante. Seguramente su elevado valor sea debido a tener que compensar la energía aportada por este mismo actuador durante el primer trayecto, sumada a la inercia aportada por la acción gravitatoria sobre el dedo II. Su valor pico corresponde a 0,012 Nm, indicando la capacidad del sistema de soportar las acciones inerciales asociadas a este tipo de agarre y bajo las condiciones planteadas.

11. Presupuesto del proyecto

En el presupuesto del proyecto se diferencian por una parte los costes asociados a la investigación, desarrollo y definición del diseño protético, de los costes asociados a la adquisición de los componentes y ensamblaje de los mismos. En la *Tabla 11.1*, se puede observar el resultado presupuestario de cada apartado del proyecto.

Concepto	Coste [€]
TOTAL diseño del prototipo	6.418
Componentes del sistema trifalángico	56,93
Componentes del sistema bifalángico	104,69
Componentes del sistema palmar	96,45
Costes añadidos de construcción	213,50
TOTAL construcción del prototipo	417,57
TOTAL proyecto	6.889,57

Tabla 11.1: Resultado presupuestario del proyecto.

Se puede observar que el mayor volumen de costes viene dado por el diseño, principalmente destinado a la liquidación de los honorarios por las horas de trabajo invertidas. Los costes asociados a la construcción del dispositivo solo representan un 6,06% del total del capital invertido, dejando un resultado óptimo de acuerdo a los criterios iniciales especificados.

En el *Anexo 10: Presupuesto detallado*, se puede consultar el desglose presupuestario del proyecto, con los costes asociados a cada componente.

Conclusiones

El proyecto tiene la intención de presentar un modelo protético capaz de satisfacer las necesidades básicas de los usuarios a la vez que sus costes de producción sean los mínimos posibles, para así garantizar la asequibilidad del producto. Para ello, se fijan una serie de objetivos que servirán de base y guía para obtener los resultados esperados.

A nivel de peso, aunque de algunos elementos no se dispone de esta información, se estima que el peso total de la prótesis, con todos los dedos instalados, rondaría los 700 gramos, 200 gramos más que el peso propuesto en un principio. Conviene estudiar si esta diferencia es asumible o si, por el contrario, es prioritario replantear ciertos parámetros del dispositivo, tales como los materiales utilizados o el volumen de los mismos.

A nivel de antropometría se ha conseguido mantener las proporciones de las diferentes partes de la mano gracias a la imposición como medidas de referencia de los datos tabulados en las tablas antropométricas. Esta técnica ha permitido obtener una prótesis proporcional a la mano humana, que propicia el cumplimiento de los objetivos morfológicos y estéticos.

A nivel de costes, de acuerdo con las consideraciones establecidas a la hora de elaborar el presupuesto del proyecto, se estima que el coste de construcción de una prótesis completa supondría unos 700€, incluyendo un cierto margen para imprevistos puntuales que pudieran suceder. Partiendo del criterio de no superar los 2.000€, se puede concluir que el resultado es satisfactorio.

A nivel de funcionalidad la prótesis cuenta con unas articulaciones capaces de girar a una velocidad máxima de 70 rpm. Esto implica que, en el caso más favorable, de no tener ninguna carga alguna aplicada sobre el eje de giro, se consigue cerrar el puño del dispositivo en menos de 0,25 s. Pese a que la velocidad no es un parámetro a maximizar, conviene disponer de los recursos para realizar un agarre rápido, aunque con ello se penalice la carga máxima que es capaz de soportar el dispositivo.

A nivel de componentes se han incorporado todos los dispositivos electrónicos necesarios para realizar un control de lazo cerrado, dejando la programación de la ley de control en el microprocesador fuera del alcance de este trabajo. También resta pendiente definir las trayectorias de los cables de conexión de cada componente a la placa, así como considerar la posible incorporación de sensores de presión en las zonas palmares de los dedos y estudiar como convertir estas señales para comunicarlal al usuario.

Para el resto de criterios, la morfología de la prótesis se asemeja a la de la mano humana, aunque convendría finalizar el diseño con una pequeña capa auxiliar de silicona a modo de guante que dé integridad al sistema a la par que otorga similitud visual a la piel humana. A nivel de construcción, el sistema modular permite una reparación autónoma, de fácil acceso y con unos costes reducidos gracias a la facilidad de intercambio de las piezas dañadas debido a su estandarización.

Pese a que algunos criterios no se han cumplido totalmente de acuerdo con los objetivos fijados en un inicio, queda abierto un camino para futuros desarrollos en esta línea. El siguiente paso consistiría en la construcción de un prototipo, sobre el cual se probaría el modelo planteado y se implementaría y probaría la ley de control de los actuadores. Una vez validado el modelo, se rediseñaría el sistema, incorporando todos los elementos trifalángicos y procurando reducir el peso del mecanismo, incorporar sensores de presión y mioeléctricos, y construir un segundo prototipo, sobre el que probar otros tipos de movimientos y redefinir las leyes de control que actúan en el sistema. Finalmente, una vez validado este segundo diseño, se podría planificar los procesos de fabricación y acabar de definir los parámetros estéticos y de seguridad para lograr su viabilidad comercial. Aunque para llegar a última etapa aún resta un importante cúmulo de horas de diseño, experimentación y pruebas, este modelo propicia una base sobre la que desarrollar un sistema con potencial para poder producir una prótesis funcional y asequible, lo cual es el principal objetivo de este proyecto.

Agradecimientos

A mi familia y amigos, por su apoyo incondicional; y a mi amiga, amante y compañera de viaje, por todo el apoyo, interés y consejos brindados durante el transcurso del proyecto.

Índice de tablas

- **Tabla 8.1:** Módulo de Young y tensión de rotura para el PLA impreso, en cada una de las direcciones principales, para las probetas de 2mm.
- **Tabla 8.2:** Coeficiente de Poisson, módulo cortante y densidad del PLA.
- **Tabla 8.3:** Propiedades mecánicas del acero S275, utilizadas en las simulaciones numéricas.
- **Tabla 11.1:** Resultado presupuestario del proyecto.

Índice de figuras

- **Figura 4.1:** Descripción articular de la mano humana, visión palmar.
- **Figura 4.2:** Descripción circulatoria y nerviosa de la mano humana, visión palmar.
- **Figura 5.1:** Prótesis Michelangelo.
- **Figura 5.2:** Prótesis BeBionic.
- **Figura 5.3:** Prótesis i-Limb.
- **Figura 6.1:** Tabla de prioridades de diseño de la población de consumidoras adultos en (Biddiss et. al., 2007).
- **Figura 7.1:** Falange distal ensamblada del sistema trifalángico.
- **Figura 7.2:** Falange media ensamblada del sistema trifalángico.
- **Figura 7.3:** Falange proximal ensamblada del sistema trifalángico.
- **Figura 7.4:** Transmisor de movimiento del sistema trifalángico.
- **Figura 7.5:** Sistema trifalángico ensamblado.
- **Figura 7.6:** Falange distal ensamblada del sistema bifalángico.
- **Figura 7.7:** Falange proximal ensamblada del sistema bifalángico.
- **Figura 7.8:** Metacarpiano ensamblado del sistema bifalángico.
- **Figura 7.9:** Pieza carpometacarpiana ensamblada del sistema bifalángico.
- **Figura 7.10:** Sistema bifalángico ensamblado.
- **Figura 7.11:** Sistema palmar ensamblado.
- **Figura 7.12:** Prototipo ensamblado.
- **Figura 8.1:** Configuración articular utilizada para el caso de estudio.
- **Figura 8.2:** Detalle de las singularidades numéricas.
- **Figura 9.1:** Machifit 1218GEN20.

- **Figura 9.2:** MR63W2.5
- **Figura 9.3:** Thrust-4x10x4-Minature.
- **Figura 9.4:** Bourns 3382.
- **Figura 9.5:** Arduino Mega 2560 PRO.
- **Figura 9.6:** L293D.
- **Figura 9.7:** Green Cell PRO SP12_AD_1.
- **Figura 9.8:** Esquema del sistema de control de una articulación de la prótesis.
- **Figura 9.9:** Esquema de la placa de pruebas del prototipo.
- **Figura 10.1:** Posición anatómica de la prótesis.
- **Figura 10.2:** Posición de agarre cilíndrico.
- **Figura 10.3:** Posición de agarre esférico.
- **Figura 10.4:** Posición de agarre plano.

Bibliografía

- [1] T. R. Dillingham, L. E. Pezzin y E. J. MacKenzie, «Limb Amputation and Limb Deficiency: Epidemiology and Recent Trends in the United States,» *Southern Medical Journey*, vol. 95, nº 8, pp. 875-883, 2002.
- [2] K. Ziegler-Graham, E. J. MacKenzie, P. L. Ephraim, T. G. Trivison y R. Brookmeyer, «Estimating the Prevalence of Limb Loss in the United States: 2005 to 2050,» *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, vol. 3, nº 89, pp. 422-429, 2008.
- [3] M. P. Fahrenkopf, N. S. Adams, J. P. Kelpin y V. H. Do, «Hand Amputations,» *Eplasty*, nº 21, p. 18, 2018.
- [4] I. f. Q. a. E. i. H. C. (IQWiG), «How do hands work?,» 31 Agosto 2010. [En línea]. Available: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK279362/>. [Último acceso: 28 febrero 2020].
- [5] M. Schünke, E. Schutle y U. Schumacher, Prometheus. Texto y atlas de anatomía. Tomo 1. Anatomía general y aparato locomotor., 1ª edición ed., Editorial Médica Panamericana, 2006.
- [6] I. M. Bullock, R. R. Ma y A. M. Dollar, «A Hand-Centris Classification of Human and Robot Dexterous Manipulation,» *IEEE Transactions on Haptics*, vol. 6, nº April-June, pp. 129-144, 2013.
- [7] J. T. Belter, J. L. Segil, A. M. Bollar y R. F. Weir, «Mechanical design and performance specifications of anthropomorphic prosthetic hands: A review,» *J Rehabil Res Dev*, vol. 5, nº 50, pp. 599-618, 2013.
- [8] M. Luchetti, A. G. Cutti, G. Verni, R. Sacchetti y N. Rossi, «Impact of Michelangelo prosthetic hand: Findings from a crossover longitudinal study,» *Journal of Rehabilitation Research & Development (JRRD)*, vol. 52, nº 5, pp. 605-618, 2015.
- [9] Ottobock, «Fascinated with Michelangelo. Perfect use of precision technology.,» 2014. [En línea]. Available: <https://www.ottobockus.com/media/local-media/prosthetics/upper-limb/michelangelo/files/michelangelo-brochure.pdf>. [Último acceso: 12 marzo 2020].

- [10] N. Project, «Nebias-Project.eu - NEBIAS Components,» [En línea]. Available: <http://www.nebias-project.eu/projects/components>. [Último acceso: 13 marzo 2020].
- [11] NEBIAS-Project, «Nebias-Project.eu - Objectives,» [En línea]. Available: <http://www.nebias-project.eu/projects>. [Último acceso: 12 marzo 2020].
- [12] Ottobock, «Bebionic. The world's most lifelike bionic hand.,» 2018. [En línea]. Available: https://www.ottobockus.com/media/local-media/prosthetics/upper-limb/files/14112_bebionic_user_guide_lo.pdf. [Último acceso: 13 marzo 2020].
- [13] Ottobock, «Bebionic. Main dimensions and specifications.,» 2019. [En línea]. Available: <https://shop.ottobock.us/media/pdf/bebionicHandSpecSheetnew.pdf>. [Último acceso: 13 marzo 2020].
- [14] Össur, «i-Limb Quantum,» 2019. [En línea]. Available: <https://assets.ossur.com/library/41089/i-Limb%20Quantum%20Hoja%20de%20informaci%c3%b3n.pdf>. [Último acceso: 14 marzo 2020].
- [15] DeTOP, «DeTOP - Project Brochure,» [En línea]. Available: <http://www.detop-project.eu/wp-content/uploads/2013/09/D92.pdf>. [Último acceso: 15 marzo 2020].
- [16] DeTOP, «DeTOP - Objectives,» [En línea]. Available: <http://www.detop-project.eu/objectives/>. [Último acceso: 15 marzo 2020].
- [17] DeTOP, «DeTOP - Sensorized hand prosthesis alfa, preliminar report,» 28 febrero 2017. [En línea]. Available: http://www.detop-project.eu/wp-content/uploads/2017/03/DeTOP_D21.pdf. [Último acceso: 15 marzo 2020].
- [18] C. Cipriani, M. Controzzi y M. C. Carrozza, «Objectives, criteria and methods for the design of the SmartHand transradial prosthesis,» *Robotica*, vol. 28, pp. 919-927, 2010.
- [19] E. Biddiss, D. Beaton y T. Chau, «Consumer design priorities for upper limb prosthetics,» *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology*, vol. 2, nº 6, pp. 346-357, 2007.

- [20] D. J. Atkins, D. Heard y W. H. Nonovan, «Epidemiologic over-view of individuals with upper-limb loss and their reported research priorities,» *JPO Journal of Prosthetics and Orthotics*, pp. 2-11, 1996.
- [21] A. Buryanov y V. Kotiuk, «Proportions of Hand Segments,» *Int. J. Morphol*, vol. 28, nº 3, pp. 755-758, 2010.
- [22] A. Carmona Benjumea, «Datos antropométricos de la población laboral española,» *INSHT*, nº 14, pp. 22-35, 2001.
- [23] C. C. Gordon, «Anthropometric Survey of U.S. Personnel: Summary Statistics Interim Report,» Massachusetts, 1998.
- [24] J. W. Garrett, «Anthropometry of the hands of male air force flight personnel,» Ohio, 1970.
- [25] M. R. Cutkosky, «On Grasp Choice, Grasp Models, and the Design of Hands for Manufacturing Tasks,» *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, vol. 5, nº 3, pp. 269-279, 1989.
- [26] U. Farooq, M. Khalid, T. Wahab, U. Shahbaz, J. Iqbal y H. Jafri, «MEchanical Desing of a Tendon Activated Posthetic Hand,» de *Robotics and Artificial Intelligence (ICRAI)*, 2012.
- [27] A. Badawy y R. Alfred, «Myoelectric prosthetic hand with a proprioceptive feedback system,» *Journal of King Saud University*, 2019.
- [28] M. B. Bhadugale, «Anthropomorphically Inspired Design of aTendon-Driven Robotic Prosthesis for Hand Impairments,» Old Dominion University, 2018.
- [29] J. Parming y A. Ghaiad, «Development of an electromyographic smart prosthetic hand,» Mälardalen University Sweden, 2018.
- [30] W. H. Yeadon y A. Yeadon, *Handbook of Small Electric Motors*, McGraw Hill Professional, 2001.
- [31] M. Qui, L. Chen, L. Yingchun y J. Yan, *Bearing Tribology: Principles and Applications*,

Springer, 2016.

- [32] D. V. Murty, Transducers and Instrumentation, PHI Learning Pvt. Ltd., 2010.
- [33] T. Reddy, Linden's Handbook of Batteries, 4th Edition, McGraw Hill Professional, 2010.
- [34] P. Ventimiglia, «Design of a Human Hand Prosthesis,» Worcester Polytechnic Institute, 2012.
- [35] F. C. Chen, S. Appendino, A. Battezzato, A. Favetto, M. Mousavi y F. Pescarmona, «Constraint Study for a Hand Exoskeleton: Human Hand Kinematics and Dynamics.,» *Journal of Robotics*, pp. 1-17, 2013.
- [36] S. Cobos, M. Ferre, M. A. Sánchez Urán, J. Ortego y C. Peña, «Efficient human hand kinematics for manipulation tasks.,» *2008 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pp. 22-26, 2008.
- [37] R. H. King, Finite Element Analysis with SOLIDWORKS Simulation, Cengage Learning, 2018.
- [38] R. Whited, Failure analysis of 3D printed parts., NASA Kennedy Space Center, Cocoa Beach, FL United States., 2017.
- [39] S. Farah, D. G. Anderson y R. Langer, «Physical and mechanical properties of PLA, and their functions in widespread applications - A comprehensive review,» *Advanced Drug Delivery Reviews*, vol. 107, pp. 367-392, 2016.
- [40] «EN S275J0C High Manganese, Structural, Hot Rolled, Quality Steel,» MatWeb, [En línea]. Available: <http://www.matweb.com/search/DataSheet.aspx?MatGUID=e0aa87aef1af467eaa99468b93a41a26>. [Último acceso: 28 04 2020].
- [41] K.-H. Chang, Motion Simulation and Mechanism Design with SOLIDWORKS Motion 2020, SDC Publications, 2020.